

VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Srovnání a vyhodnocení měření oxymetrie
pro různé typy snímačů a jejich umístění**

**The Comparison and Evaluation of
Oximetry Measurements for Different Type
sof Sensors and Their Location**

2013

Bc. Olga Bad'urová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Olga Baďurová**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: Srovnání a vyhodnocení měření oxymetrie pro různé typy snímačů
a jejich umístění
The Comparison and Evaluation of Oximetry Measurements
for Different Types of Sensors and Their Location

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je provést srovnávací měření a vyhodnocení oxymetrie pro různé typy snímačů a jejich umístění. Výsledkem práce bude vyhodnocení naměřených dat. Bude provedena časová i frekvenční analýza s ohledem na typ a umístění snímače.

1. Nastudování způsobů měření oxymetrie.
2. Návrh vhodných typů senzorů a jejich rozmístění při měření oxymetrie.
3. Sestavení měřicího řetězce a realizace měření.
4. Vytvoření uživatelského rozhraní pro zobrazení a zpracování naměřených dat v prostředí MATLAB.
5. Provedení časové a frekvenční analýzy naměřených dat s ohledem na typ a umístění snímačů.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ECK, Vladimír a Miroslav RAZÍM. *Biokybernetika*. Praha: ČVUT, 1996. 150 s. ISBN 8001014452, 9788001014455. Dostupné také z:
<http://cw.felk.cvut.cz/lib/exe/fetch.php/courses/a6m33mos/biokybskripta.pdf>.
- [2] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. . 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2006-c1997. 257 s. ISBN 8001034259, 9788001034255.
- [3] SIBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004. XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X, 9788024706306.
- [4] KOZÁK, Pavel. *Choroby obvodových cév*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1981. 318 s.
- [5] OLIVA, Ivan a Karel ROZTOČIL. *Pulsová vlna v diagnostice ischemické choroby dolních končetin*. Praha: Avicenum, 1982. 93 s.
- [6] PAZOUREK Jaroslav. *Simulace biologických systémů*. Praha: Grada Publishing, 1992. 284 s. ISBN 8085623137, 9788085623130.
- [7] NOSKIEVIČ, Petr. *Modelování a identifikace systémů*. Ostrava: Montanex, 1999, 276 s. ISBN 8072250302, 9788072250301.
- [8] KŘEN, Jiří, Přemysl JANÍČEK a Josef ROSENBERG. *Biomechanika*. Vyd. 1. Plzeň: Západočeská univerzita, Fakulta aplikovaných věd, 1997. 380 s. ISBN 80-7082-365-8.
- [9] MATLAB, *Signal Processing Toolbox*. User's Guide, ver.5.3.0. The Math Works Inc., 1999.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Blanka Filipová, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



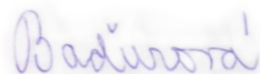
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.



.....
Bc. Olga Baďurová

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2013

Poděkování

Děkuji Ing. Blance Filipové, Ph.D. za pomoc při vedení diplomové práce.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá vytvořením softwaru pro srovnání a vyhodnocení naměřených dat pulsní oxymetrie pro různé typy snímačů a jejich umístění. Práce je rozdělená do tří hlavních částí, kde první část je zaměřená na vysvětlení základních teoretických pojmů, v druhé části je popsán měřicí řetězec, popsány hlavní funkce programu a vysvětlen algoritmus pro zpracování a zobrazení naměřených dat. Ve třetí části diplomové práce jsou data statisticky zpracována metodou regresní analýzy.

Pro realizaci práce byl použit program Matlab®2011, ve kterém byla naměřená data zpracována. Byl implementován vytvořený algoritmus, který umožňuje vypočítat zpoždění pulsní vlny v závislosti na umístění snímačů na těle. Vytvořený program také umožňuje provést analýzu signálu: zobrazení amplitudového a fázového spektra, spektrální výkonové hustoty a Fourierovy transformace. Program dále poskytuje detailní informace o tepové frekvenci formou tzv. lékařské analýzy, zobrazení vývoje tepu v čase a mnoho dalších funkcí. Vytvořené grafické uživatelské prostředí GUI umožňuje uživateli jednoduchou práci s naměřenými daty. V práci je zahrnut také videotutoriál, který uživateli umožňuje začít užívat program ihned a bez nutnosti studia manuálu. V závěru práce jsou data zpracována s využitím regresní analýzy v programu Statgraphics Plus.

Při zpracování problematiky této diplomové práce bylo čerpáno především z odborných knih a z internetových zdrojů (internetové encyklopedie, odborné články...).

Abstract

The work aims to create software to compare and analyse pulse oximetry data measured by different types of sensors on various body parts. It is divided into three parts, where the first part focuses on explaining basic theoretical notions, the second part focuses on the design of measurement hardware complex, description of software functions and explanation of data processing and projection algorithm, and the third part, in which the regression analysis was used and which contains statistically processed data.

The work was realised with Matlab®2011 software, in which measured data were processed. Subsequently, algorithm allowing for calculation of pulse wave delay was used. The software also allows for signal analysis: amplitude and phase spectrum, power spectral density, and Fourier transform. In the medical analysis part, the software also provides user with detailed information about heart rate, graph of heart rate time series and others. Graphical user interface allows for easy manipulation with the software. Also the video tutorial to help understand basic functions of the software was used. In the last part of work, measured data are analysed in Statgraphics Plus software.

During the work, information was drawn primarily from various sources, including specialized books and Internet resources (online encyclopedia, articles...).

Klíčová slova

Pulsní oxymetrie, pletysmografie, spektrofotometrie, regresní analýza, snímač pulsní oxymetrie, grafické uživatelské rozhraní, Matlab, Statgraphics

Key Words

Pulse oximetry, Plethysmography, Spectrophotometry, Regression analysis, Pulse oximetry sensor, Graphical user interface, Matlab, Statgraphics

Seznam použitých symbolů a zkratek

ANOVA	Metoda statistického šetření
BpM	(Beats per minute) Počet tepů za minutu
CSA	(Compressed spectral arrays) Metoda zhuštěných spektrálních kulis
CHOPN	Chronická obstrukční plicní nemoc
GUI	(Graphical User Interface) Grafické uživatelské rozhraní
LED	(Light Emitting Diode) Polovodičový světelný zdroj
PC	(Personal Computer) Osobní počítač
PSD	(Power spectral density) Spektrální výkonová hustota
SpO ₂	Nasycení krve kyslíkem
R 10 – 2201 S	Označení typu senzoru pro měření pulsní oxymetrie
R 40 – 2201 S	Označení typu senzoru pro měření pulsní oxymetrie
USB	(Universal Serial Bus) Univerzální sériová sběrnice

Seznam použitých cizích slov

Guide	Rozhraní v programu Matlab
Hardware	Technické vybavení počítače
Help	Nápověda
Plug-n-play	Počítačová technologie umožňující jednodušší rozpoznávání a konfigurace hardwaru
Printscreen	Sejmutí obrazu
Reset	Vymazání, konec
R-squared	Index determinace
Software	Programové vybavení
Video tutoriál	Video návod k použití

Obsah

1 Úvod.....	1
2 Cíl práce	2
3 Pulsní oxymetrie	2
3.1 Historie oxymetrie.....	2
3.2 Úvod do pulsni oxymetrie.....	3
3.3 Pletysmografie a spektrofotometrie	3
3.3.1 Pletysmografie.....	4
3.3.2 Spektrofotometrie.....	5
3.4 Lambert - Beerův zákon.....	5
3.5 Princip pulsni oxymetrie	6
3.6 Soudy pro měření pulsni oxymetrie	12
3.6.1 Transmisní oxymetrie.....	12
3.6.2 Reflexní oxymetrie.....	12
3.7 Omezení pulsni oxymetrie	13
3.7.1 Pohybové artefakty.....	13
3.7.2 Nízké prokrvení a překrvení.....	13
3.7.3 Vnější světelné zdroje	14
3.7.4 Barviva a laky na nehty.....	14
3.8 Místa pro snímání na lidském těle	15
3.8.1 Jugulární oxymetrie.....	15
3.8.2 Fetální pulsni oxymetrie.....	16
4 Blokové schéma pulsniho oxymetru	17
4.1 Konstrukční řešení oxymetrů	17
5 Vlastní návrh řešení.....	19
5.1 Návrh měřícího řetězce	19
5.2 Popis blokového schématu.....	19
5.3 Prstový snímač R 10 – 2201 S	19
5.4 Y snímač R40 – 2201 S.....	20
6 Vybraná místa snímání	21

7 Návrh grafického uživatelského prostředí.....	22
7.1 Načtení a zobrazení souboru	22
7.2 Algoritmus pro detekci tepu	23
7.3 Algoritmus pro zjištění zpoždění pulsových vln	24
7.4 Lékařská analýza	25
7.5 Analýza signálu	26
7.6 Vývoj signálu v čase	27
7.7 Nápopěda a video tutoriál	28
8 Testování	30
9 Statistické zpracování dat.....	31
9.1 Regresní analýza	31
9.2 Sběr a zpracování dat pro statistické zpracování	32
9.3 Provedení regresní analýzy	32
9.3.1 Zpoždění pulsní vlny v závislosti na umístění	32
9.3.2 Zjištěné napětí na fotodetektoru senzoru v závislosti na černém nalakování/nenalakování nehtu	41
9.3.3 Závislost tvaru pletysmografické křivky na použitých senzorech	48
10 Závěr	51
11 Seznam použité literatury	53
12 Seznam příloh	56

1 Úvod

Pulsní oxymetrie je široce využívaná neinvazivní diagnostická metoda, která poskytuje informace o okysličení tkání a o případných problémech transportu kyslíku do tkání. Tato vyšetřovací metoda využívá principů pletysmografie a spektrofotometrie.

Základem pro kvalitní změření hodnot SpO_2 jsou naměřená data s jasnou pletysmografickou křivkou bez nežádoucích artefaktů. V diplomové práci bylo cílem naměřit dostatečně velký počet dat a softwarovým a statistickým zpracováním zjistit a vyhodnotit, zda různé umístění snímačů na těle má vliv na výsledné hodnoty.

Diplomová práce je pro přehlednost rozdělena do tří hlavních částí, z nichž první se zaměřuje na vysvětlení základních teoretických principů a pojmů z oblasti pulsni oxymetrie, pletysmografie, spektrofotometrie, metod snímání, vzniku artefaktů a konstrukčního řešení.

V druhé, stěžejní části diplomové práce, byl nejprve sestaven měřicí řetězec a poté byl v prostorách laboratoře vysoké školy naměřen dostatečně velký počet dat. Veškeré vybavení pro realizaci měření bylo dodáno vysokou školou. Data byla snímána z prstů všech čtyř končetin a to zejména v klidovém stavu měřených subjektů. Byla však také provedena měření, pomocí nichž bylo snahou ověřit, zda na měření má vliv například černé nalakování nehtu, či působení chladu a tepla. Byl tedy vytvořen software v programu Matlab ve verzi 2011, který vyhodnotí naměřená data jak v časové, tak ve frekvenční oblasti. Software je po nahrání dat mimo jiné schopen automaticky určit, k jak velkému zpoždění tepové vlny došlo.

Pro pohodlnou manipulaci s naměřenými daty bylo vytvořeno uživatelské rozhraní GUI, které uživatele intuitivně navádí při zpracování dat. V GUI je také možnost zobrazit vývoj tepové frekvence v čase, zobrazení metodou zhuštěných spektrálních kulis, amplitudové a fázové spektrum, spektrální výkonovou hustotu, Fourierovu transformaci, vyhodnocení zpoždění pulsních vln a průměrné, minimální a maximální tepové frekvence. Pro co nejsnadnější manipulaci se softwarem jsou uživateli formou nápovědy popsány základní funkce a také má možnost se přímým webovým odkazem přesunout na stránky společnosti MathWorks do sekce Help. Pro snadné pochopení práce se vytvořeným softwarem, byl vytvořen video tutoriál opatřený mluveným komentářem a nahrán na server YouTube.com.

Ve třetí části diplomové práce byla statistickými metodami formou regresní analýzy zpracována naměřená data a byly ověřeny výsledky zjištěné z programové části.

2 Cíl práce

Tato práce si klade za cíl provést srovnání výsledků oxymetrie pro různé typy snímačů a jejich umístění na těle, sestavit měřicí řetězec a zrealizovat měření, zobrazit data v prostředí MATLAB, dále provést časovou a frekvenční analýzu dat a poté výsledky statisticky zhodnotit metodou regresní analýzy.

Byly použity dva typy snímačů, tj. prstový snímač R 10 – 2201 S a Y snímač R 40 – 2201 S. Místa pro snímání pletysmografické křivky byla zvolena tradičně – prsty horních a dolních končetin. Účelem bylo zjistit, zda použití odlišných senzorů ovlivní výsledky měření a také, zda rozdílné umístění snímačů na těle přinese odlišné výsledky. Data byla získána snímáním na všech vybraných místech zároveň a bylo srovnáno, zda měření na pravé/levé straně těla a na různých končetinách poskytuje odlišné výsledky.

Před samotným měřením bylo nutno sestavit měřicí řetězec, pomocí kterého byla změřena výše popsaná data. Naměřená data je možno zobrazit a porovnat v uživatelsky příjemném grafickém prostředí programu MATLAB. V tomto programu je uživateli umožněno zadávat vlastní data a pomocí naprogramovaných funkcí je sám analyzovat. Tato data jsou také zkoumána prostředky časové a frekvenční analýzy a jsou zhodnoceny podobnosti v časových oblastech a frekvenčních spektrech. Na závěr bylo v programu Statgraphics Plus provedeno statistické šetření metodou regresní analýzy.

3 Pulsní oxymetrie

3.1 Historie oxymetrie

Lidské tělo je velmi náchylné na nedostatek kyslíku a již několik minut bez cirkulace okysličené krve způsobuje poškození mozku. Nedostatek krevního kyslíku (hypoxemie) může být zapříčiněn například respiračním onemocněním (astma, CHOPN, zápal plic), nedostatečnou činností srdce, plicním edémem, zraněním dýchací soustavy aj. [1]

Protože modré zabarvení kůže neboli cyanóza byl značně nespolehlivý znak nedostatku krevního kyslíku a je pozorovatelná až při nasycení krve 85% a menším, bylo nutno objevit nový přístup pro měření hladiny kyslíku v krvi.

Teoretický předpoklad pro oxymetrii položil Johann Heinrich Lambert, který v 18. století objevil vztah mezi absorbcí světla a absorbantem. Tuto myšlenku rozvedl August Beer, který publikoval v roce 1851 Lambert-Beerův zákon.

Dalšími důležitými objevy byl objev krevního barviva v roce 1864, který provedl George Gabriel Stokes. Další krok k oxymetrii provedl v roce 1876 Karl von Veirordt, který zkoumal reflexní spektra hemoglobinu a lidského prstu.

První možnost měřit hladinu okysličení lidské krve přinesl v roce 1934 Kurt Kramer, který dokázal změřit hladinu okysličení krve proudící v kyvetách. Výzkum dále postupoval a například v roce 1935 provedli David Drabkin a James Harold Austin spektrální analýzu

okysličené a neokysličené krve.

Ačkoli se jednalo o velké úspěchy, měla metoda jeden velký nedostatek – měření okysličení odebrané krve bylo možno provádět několikrát denně, bez přísunu kyslíku do mozku ale zemře pacient již po pěti minutách. Bylo tedy nutné provádět měření okysličení kontinuálně.

Za první funkční oxymetr umožňující déletrvající sledování okysličení krve lze považovat oxymetr, který vyrobil v roce 1940 JR Squires. Pomocí červeného a infračerveného světla procházejícího prstem dokázal změřit okysličení krve. Pro kalibraci bylo nutno prst stlačit a tak z něj odstranit krev.

Opravdový pokrok ale nastal v roce 1964, kdy Robert Shaw vynalezl ušní oxymetr, který v roce 1970 uvedla na trh společnost Hewlett-Packard. Tento oxymetr používal záření o osmi vlnových délkách. Neuměl oddělit tepennou krev od žilní krve a pro rozpoznání hladiny v kyslíku v krvi ohřál pacientovo ucho, čímž způsobil roztažení cév a poté porovnal změnu absorbance. Jeho nevýhodou byla nutnost časté kalibrace a velké rozměry.

Po tomto zařízení již začaly v 70. letech nastupovat první pulsní oxymetry, které pro zjištění hladiny kyslíku v krvi využívaly změny objemu pulsující krve a dokázaly tak oddělit tepennou krev od žilní krve a tkáně. Například první pulsní oxymetr používal jako zdroj světla halogenovou výbojku a záření bylo směřováno k prstu přes svazek skelných vláken. Záření procházející prstem bylo poté rozděleno na dvě vlnové délky, příchozí energie detekována polovodičovými snímači a hladina okysličení byla poté určena analogovým výpočtem.

Ten pravý rozvoj oxymetrie ale přišel v 80. letech s prvním použitím LED diod jako světelných zdrojů. Jejich malé rozměry umožnily vyhnout se nutnosti používání optických kabelů přenášejících světlo z jiného zdroje, jako například halogenové výbojky. [2]

3.2 Úvod do pulsní oxymetrie

Pulsní oxymetrie je neinvazivní diagnostická metoda umožňující stanovit saturaci hemoglobinu kyslíkem a tepovou frekvenci. Jelikož tato metoda poskytuje informace o problémech transportu kyslíku do tkání, je široce využívána zejména na jednotkách intenzivní péče, operačních sálech a novorozeneckých odděleních. Další uplatnění nachází i v domácí péči nebo veterinární medicíně. [4]

3.3 Pletysmografie a spektrofotometrie

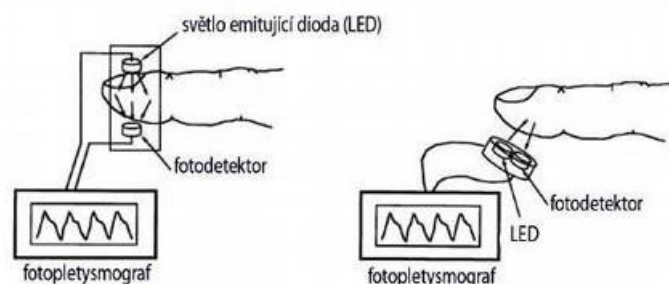
Oxymetrie využívá kombinace dvou technologií – pletysmografie a spektrofotometrie.

3.3.1 Pletysmografie

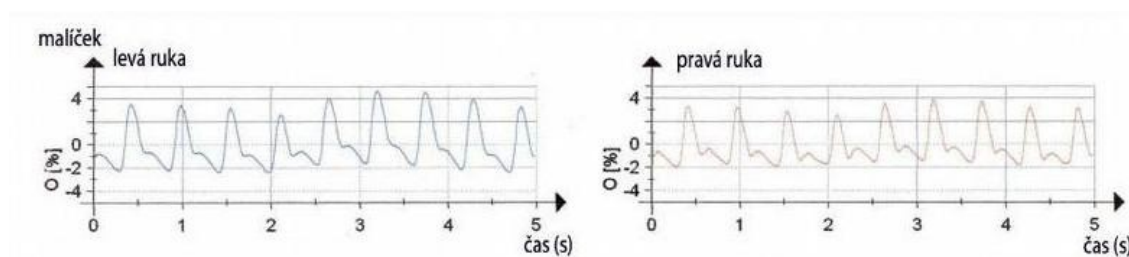
Pletysmografie je neinvazivní vyšetřovací metoda vycházející z měření pulsačních změn objemu arteriální krve. Tato metoda tedy hodnotí kvalitu prokrvení tkání, změny v tepenném i žilním řečišti a poskytuje informace o reaktivitě vyšetřovaných cév. Využívá se zejména v oboru cévní chirurgie, k diagnostice a sledování efektu léčby cévních onemocnění, ale pletysmografie našla své uplatnění také ve farmakologických či zátěžových testech.

Pletysmografie se dělí podle typu adaptéru pro převod objemových změn na: mechanické – vodní, fotoelektrické, tenzometrické, vzduchové, impedanční a elektrokapacitní. Typickým představitelem fotoelektrické pletysmografie je prstová pletysmografie. Přístroj pro vyšetření se nazývá pletysmograf, který se skládá ze světelného zdroje, fotodiody a zobrazovacího systému, který v dnešní době již může komunikovat s výpočetní technikou. Principem je průchod paprsků infračerveného světla o konstantní intenzitě vyslané ze světelného zdroje vyšetřovanou tkání, kde jsou zachyceny čidlem a následně jsou informace zaznamenané z fotodiody přístrojem zpracovány a zobrazeny jako pletysmografická křivka. Na křivkách se dále hodnotí amplituda, tvar a časové faktory. Výhodou této metody je dobré zobrazení tepové frekvence, nevýhodou je však vyšší citlivost na pohybové artefakty.

Výsledek vyšetření mohou také negativně ovlivnit faktory, jako jsou účinky nikotinu, alkoholu či kofeinu. Působení nikotinu se projeví vazokonstrikčně a působení kofeinu naopak vazodilatačně. Dalšími faktory mohou být třes, nízký srdeční výdej, hypertonie nebo šokový stav. [5], [10]



Obrázek 1: Princip fotoelektrické prstové pletysmografie [5]



Obrázek 2: Normální klidová křivka; O - objemová změna [5]

3.3.2 Spektrofotometrie

Spektrofotometrie je metoda pro stanovení vlastností vzorku na základě pohlcování světla v různých vlnových délkách spektra. V oxymetrii slouží pro měření množství hemoglobinu nasyceného kyslíkem. [6]

3.4 Lambert - Beerův zákon

Lambert – Beerův zákon je postaven na experimentálním zjištění, že světlo při průchodu látkou ztrácí část své intenzity. Pro výpočet se užívá takzvané absorbance, což je bezrozměrná veličina udávající ztrátu světelné intenzity při průchodu roztokem určité látky a lze ji vypočítat jako:

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l$$

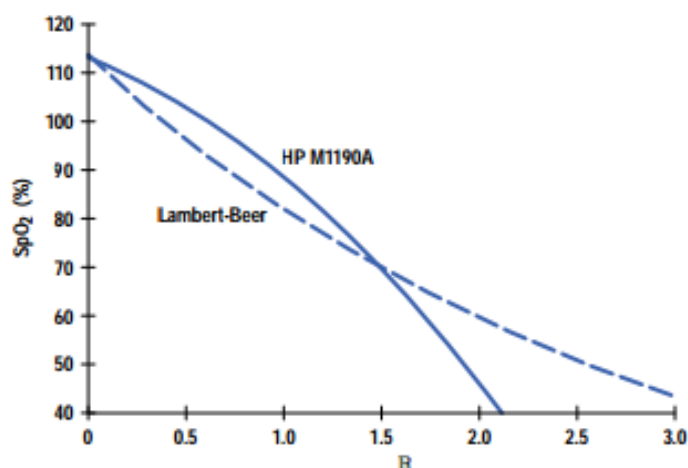
kde ε [mol.L⁻¹] je molární ediční koeficient, c [mol.L⁻¹] vyjadřuje molární koncentraci rozpuštěné látky a l [m] vyjadřuje vzdálenost, kterou musí světlo překonat. Absorbanci lze také vypočítat jako záporný logaritmus podílu záření vstupujícího do roztoku a záření z roztoku vystupujícího:

$$A = -\log \frac{I}{I_0}$$

Pro přesné měření a zjištění látek pomocí Lambert – Beerova zákona je nutno splnit tyto předpoklady:

- pouze jediná neznámá látka
- průhledný a nezakalený roztok
- konstantní dráha světla
- žádná fotochemická reakce
- žádná reakce mezi zkoumanou látkou a látkou, v níž je rozpuštěna

Je zjevné, že lidský prst nesplňuje téměř nic z těchto požadavků, což způsobuje odchylky měřených hodnot od hodnot, které by měl teoreticky podle Lambert – Beerova zákona udávat.



Obrázek 3: Teoretická křivka Lambert - Beerova zákona a realná křivka pro senzor HP M1190A [3]

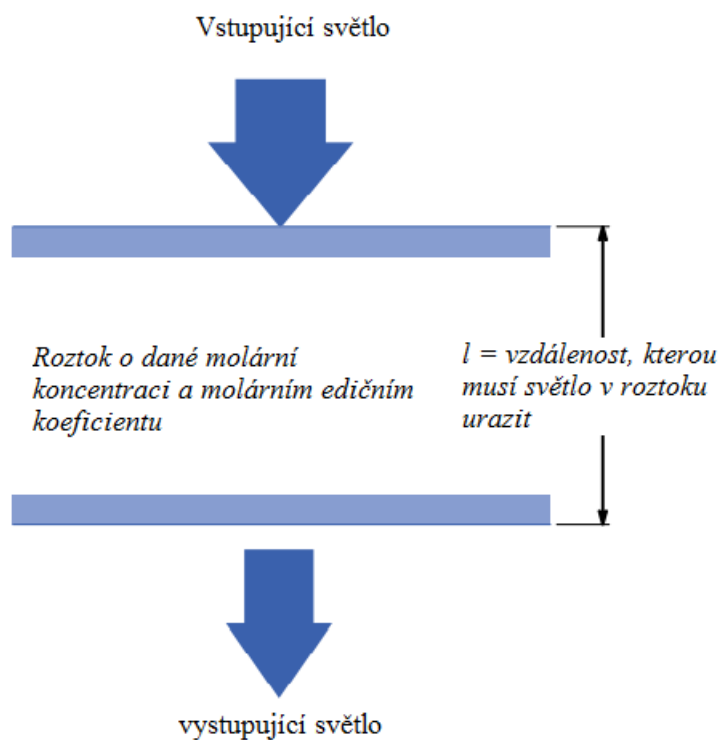
Z tohoto důvodu je vždy nutné nový model oxymetru empiricky zkalibrovat. Toto se provádí například pomocí stolního CO oxymetru, do kterého se vkládají vzorky krve. [3]

3.5 Princip pulsní oxymetrie

Moderní oxymetry používají jako zdroj záření dvě LED diody o odlišných vlnových délkách. Používá se červená dioda vysílající záření o vlnové délce 650 nm a infračervená dioda emitující záření o vlnové délce 950 nm. Pro přesnost výsledků je nutné, aby diody emitovaly co nejužší světelné spektrum a nedocházelo tak ke zkreslení výsledků.

V oxymetru jsou diody aktivovány v několika fázích, nejčastěji ve třech: v první fázi svítí červená dioda, v druhé fázi svítí infračervená dioda a konečně ve třetí fázi nesvítí dioda žádná, pouze se měří okolní světlo. Tento cyklus probíhá s frekvencí 200 Hz až 2 kHz. [3]

Základní idealizovaný model bez pulsuující složky a s monochromatickým světlem vypadá takto



Obrázek 4: Základní idealizovaný model bez pulsující složky s monochromatickým světlem [3]

V tomto modelu platí pro výpočet procházejícího světla Lambert-Beerův zákon a vzorec

$$I = I_0 \cdot e^{(-A)}$$

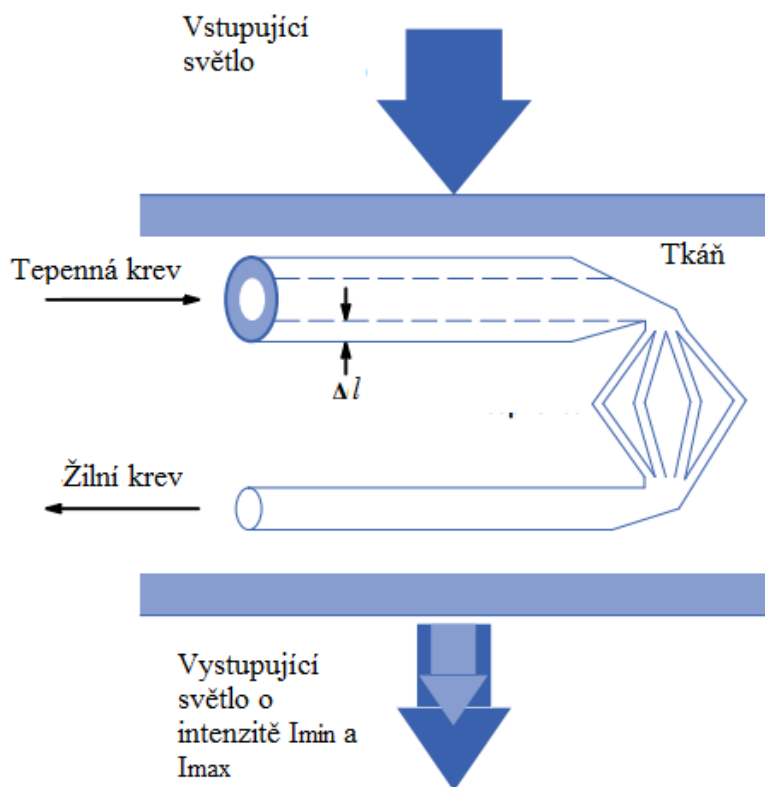
nebo v jiném vyjádření

$$A = -\log \frac{I}{I_0} = \log \frac{I_0}{I} = \varepsilon \cdot c \cdot l$$

kde I je intenzita procházejícího světla, I_0 je intenzita dopadajícího světla a A je absorbance vzorku. Po rozvedení získáme vzorec

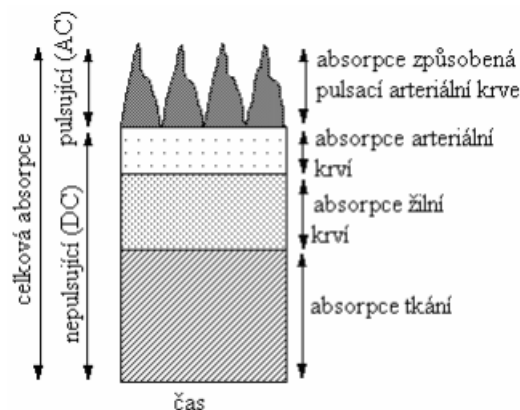
$$I = I_0 \cdot e^{(-\varepsilon \cdot c \cdot l)}$$

Principem pulsní oxymetrie je ale měření změny absorpance pulsující tkáně, proto je třeba model rozvést o pulsující složku, která při každém pulsu rozšiřuje tkáň o Δl : [3]



Obrázek 5: Nákres měření okysličení v lidském těle. [3]

Na dalším obrázku jsou znázorněny jednotlivé vrstvy, kterými musí záření procházet. Lze dobře rozlišit nepulsující složku, která se v čase nemění (arteriální krev, žilní krev, kůže, kost atd.), a pulsující složku měnící se v čase – arteriální krev.



Obrázek 6: Faktory ovlivňující velikost absorpce [7]

Pokud víme, že se tkáň při každém pulzu rozšiřuje přesně o Δl díky periodickému nárůstu množství tepenné krve, potom je zřejmé, že změna absorpce bude způsobena pouze tepennou krví. Změna absorpce ale tvoří pouze 1-2 % celkové hodnoty absorpce, proto musí být oxymetry velmi přesné. Stále vycházíme ze základního vzorce a dostaneme:

$$I_{\min}(\lambda) = I_{\max}(\lambda) \cdot e^{(-\Delta l(\epsilon(Hb, \lambda)[Hb]) + \epsilon(HbO_2, \lambda)[HbO_2])}$$

kde I_{\min} je minimální intenzita vystupujícího světla při cévní expanzi a I_{\max} je nejvyšší intenzita vystupujícího světla při cévní kontrakci, $[Hb]$ je koncentrace hemoglobinu a $[HbO_2]$ je koncentrace oxyhemoglobinu.

Po úpravě dostaneme vzorec

$$\ln \frac{I_{\max}(\lambda)}{I_{\min}(\lambda)} = \Delta l(\epsilon(Hb, \lambda)[Hb] + \epsilon(HbO_2, \lambda)[HbO_2])$$

Vzorec pro definici okysličení krve je

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]}$$

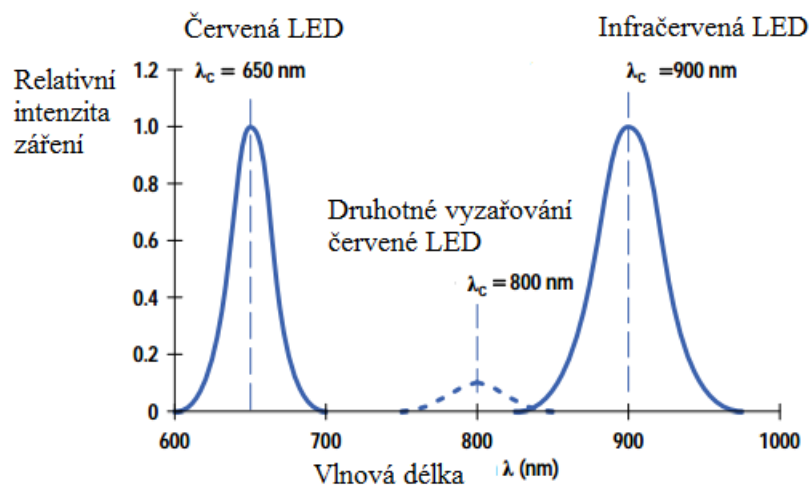
S jednou diodou bychom ale byli schopni vypočítat pouze změnu absorpance a nikoli hodnoty, které potřebujeme pro výpočet okysličení krve. Proto používáme dvě diody o odlišné vlnové délce, jejichž záření prochází různými tkáněmi a krevními složkami různě, a umožňují tak odstranit absorpanci způsobenou Δl . Vzorec pro toto odstranění Δl je

$$\mathbb{R} = \frac{\frac{I_{\max}(\lambda_1)}{I_{\min}(\lambda_1)}}{\frac{I_{\max}(\lambda_2)}{I_{\min}(\lambda_2)}}$$

Po dosazení již dostaneme vzorec pro výpočet SpO_2 , který je

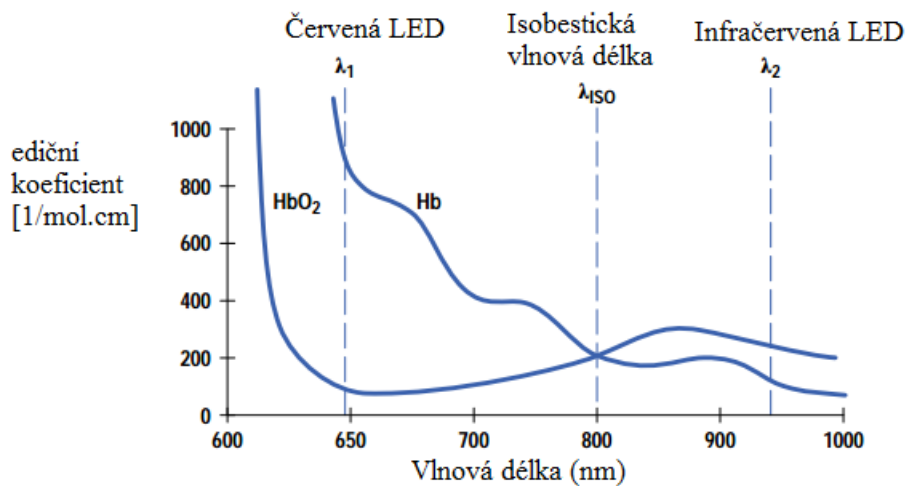
$$SpO_2 = \frac{\mathbb{R} \cdot \varepsilon(Hb, \lambda_2) - \varepsilon(Hb, \lambda_1)}{\mathbb{R} \cdot \varepsilon(Hb, \lambda_2) - \varepsilon(Hb, \lambda_2)) + \varepsilon(Hb, \lambda_1) - \varepsilon(Hb, \lambda_1)}$$

Ve výpočtu se pracuje se zářeními o dvou vlnových délkách λ_1, λ_2 , což je ideální stav, kdy bychom měli monochromatické zdroje světla o dvou různých vlnových délkách (například dva lasery). Tyto zdroje jsou ale mnohem dražší a rozměrnější než LED diody, které jsou z těchto důvodů také preferovány. Diody sice neposkytují monochromatické záření, ale dokáží poskytovat záření s velmi úzkým spektrem. Počítat je nutno i se zbytkovým vyřazováním červené LED diody na vlnové délce cca 800 nm. [3]



Obrázek 7: Typická spektra červené a infračervené LED diody pro SpO_2 . Vrchol sekundární emise pro červenou LED je nežádoucí a musí být nižší než 4 % maximální intenzity. [3]

Na závěr graf hodnot edičního koeficientu pro jednotlivé složky krve a vlnové délky.



Obrázek 8: Hodnoty edičního koeficientu pro jednotlivé složky krve a vlnové délky [3]

3.6 Sondy pro měření pulsní oxymetrie

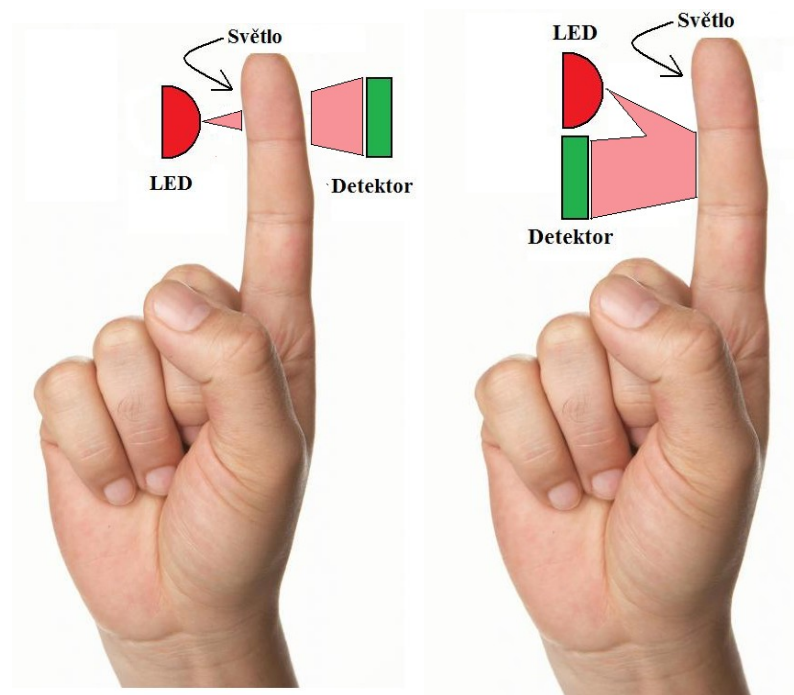
Pro měření oxymetrie se používají dva typy sond – reflexní a transmisní. Rozdíl mezi nimi spočívá v rozdílné pozici zdroje světla a jeho detektoru.

3.6.1 Transmisní oxymetrie

Transmisní metoda snímání je založena na principu protilehlého umístění světelných prvků. Světlo prochází z emitoru kolmo na detektor, tak aby byla zajištěna jeho nejkratší dráha. Detektor měří intenzitu dopadajícího světla, která je závislá na objemu arteriální krve. V závislosti na srdečním pulsu se mění objemy krve, proto se během měření udává nejen informace o saturaci, ale i o srdečním rytmu pacienta. Čidla se umisťují především na ušní lalůček a prsty horních a dolních končetin. [8]

3.6.2 Reflexní oxymetrie

U reflexní metody oxymetrie jsou zdroj světla a detektor umístěny vedle sebe na stejné straně měřené tkáně. Světelný signál z emitoru se dostane skrz tkáň do krevního řečiště, kde se odrazí od pohybujících se erytrocytů, a tkáň se vrací zpět, kde je zachycen detektorem. Množství odraženého světla závisí na množství krve ve tkáni. Použití těchto sond není limitováno šířkou měřené tkáně jako u transmisních snímačů, proto se mohou použít na téměř libovolném místě na těle. Nejčastějšími místy pro měření touto metodou jsou z důvodu dobrého prokrvení hrudní kost nebo čelo. [8]



Obrázek 9: Transmisní a reflexní sonda pulsního oxymetru

3.7 Omezení pulsní oxymetrie

Pulsní oxymetrie se vyznačuje značným množstvím omezení, která mohou vést ke špatné diagnóze či špatnému používání oxymetru. Řadě omezení lze správnými postupy měření předejít. Mezi nejvýznamnější omezení patří artefakty pohybové, parazitní světelné zdroje a překrvení nebo naopak nedostatečné prokrvení míst měření. Mezi další omezení patří například pigmentace kůže, nalakované nehty, barviva, anémie a jiné. [9]

3.7.1 Pohybové artefakty

Vznikají v důsledku pohybu sondy po kůži pacienta nebo samotným pohybem pacienta. Tyto artefakty lze odstranit dokonalejším připevněním sondy a omezením nežádoucích pohybů pacienta.

Pohybové artefakty způsobují, že oxymetr falešně detekuje arteriální pulsace, jelikož je nedokáže odlišit od normální arteriální pulsace. Tyto artefakty jsou patrné na rozdílných tvarech pletysmografické křivky a náhlou změnou srdečního tepu. [9]

3.7.2 Nízké prokrvení a překrvení

Nízké prokrvení tkání způsobené například nízkým krevním tlakem, podchlazením nebo

vazokonstrikci způsobuje, že měřený signál je příliš slabý, než aby ho oxymetr mohl spolehlivě vyhodnotit.

Při překrvení měřené tkáně dochází k pulsaci toku žilní krve. Vlivem tohoto nežádoucího jevu oxymetr počítá i absorpci žilní krve a vykazuje falešné hodnoty. [9]

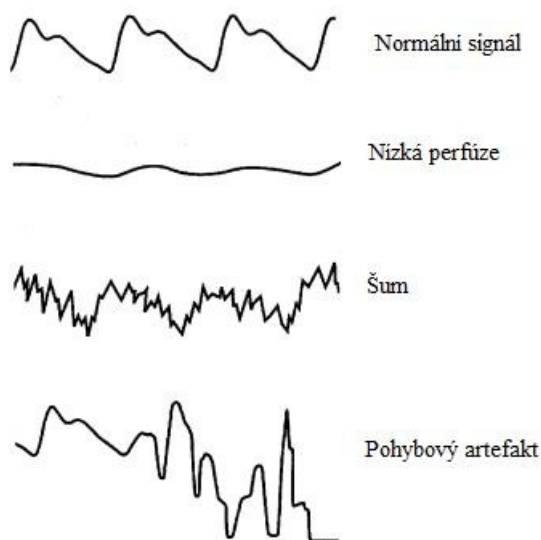
3.7.3 Vnější světelné zdroje

Další významné nepřesnosti měření způsobují parazitní světelné zdroje, které lze eliminovat dokonalejším upevněním sondy k místu snímání, tak aby na detektor nedopadalo žádné vnější světlo. [9]

3.7.4 Barviva a laky na nehty

Intravenózní barviva jako jsou methylenová modř, indocyaninová zelená a indokarmín mohou způsobit falešně nízké hodnoty SpO_2 . Stejně tak jako laky na nehtech v různých odstínech černé, modré a zelené jsou příčinou nepřesností SpO_2 . Naopak akrylové nehty nejsou v rozporu se spolehlivým čtením impulsů měření.

Falešně nízké a vysoké hodnoty SpO_2 se mohou objevit i při použití zářivek a xenonových chirurgických lamp. [9]



Obrázek 10: Průběh pletysmografické křivky ovlivněné různými artefakty [9]

Na obrázku je zobrazen průběh pletysmografické křivky v průběhu působení různých rušivých složek. Na normálním průběhu signálu je hezky patrná pulsní křivka s typickými vrcholey. Pod ní je zobrazena křivka pulzujícího signálu při nízké perfúzi, která je typická svým sinusovým

tvarem. Signál se superponovaným šumem, který se zobrazí se zubatým průběhem, je zobrazen na třetí pozici. Nakonec je ukázán typický průběh signálu zatíženého pohybovým artefaktem.

3.8 Místa pro snímání na lidském těle

Sonda se přikládá na měkké tkáně s hustou sítí kapilár, z důvodu dobrého prokrvení, a dále na místa dostatečně tenká, aby je bylo možné dobře „prosvítit“.

Místa měření se liší v závislosti na použitém typu měřicí sondy, tj. reflexní nebo transmisní sonda, a v závislosti na vývinu jedince, tedy zda je měření aplikováno na novorozené dítě, či na dospělého jedince.

Typ sondy	Místa snímání SpO ₂
Transmisní sonda	Ušní lalůček
	Prsty na horních končetinách
	Prsty na dolních končetinách
	Zápěstí
	Nárt (u novorozenců)
Reflexní sonda	Čelo
	Hrudní kost
	Arteria carotis communis

Tabulka 1: Místa snímání SpO₂ v závislosti na použití typu sondy

Nasycení krve kyslíkem lze měřit i invazivně. Jedná se o jugulární oxymetrii a fetální pulsní oxymetrii.

3.8.1 Jugulární oxymetrie

Jugulární oxymetrie je základní diagnostická metoda poskytující cenné informace, které v kombinaci s měřením nitrolebního tlaku a středního arteriálního tlaku pomáhají optimalizovat léčebnou strategii u nemocných s generalizovaným otokem mozku jakékoliv etiologie. Správné vyhodnocení získaných informací snižuje možnost vzniku sekundárního poškození mozku, vznikající v důsledku špatně zvoleného lékařského postupu. Normální hodnoty SvjO₂ se

pohybují v rozmezí od 60 % do 80 %. Hodnoty menší než 60 % indikují hypoperfúzi a hodnoty větší než 80 % jsou známkou hyperémie nebo trvalého poškození mozkových buněk.

Po zavedení katetru, jugulární oxymetrie (SvjO_2) kontinuálně snímá nasycení krve v oblasti jugulárního bulbu. Získané informace slouží k hodnocení mozkové perfúze v poměru k metabolickým potřebám mozkové tkáně. Tato metoda se využívá v léčbě kraniocerebrálních poranění, intracerebrálních hematomů, subarachnoidálním krvácením aj. [11], [12]

3.8.2 Fetální pulsní oxymetrie

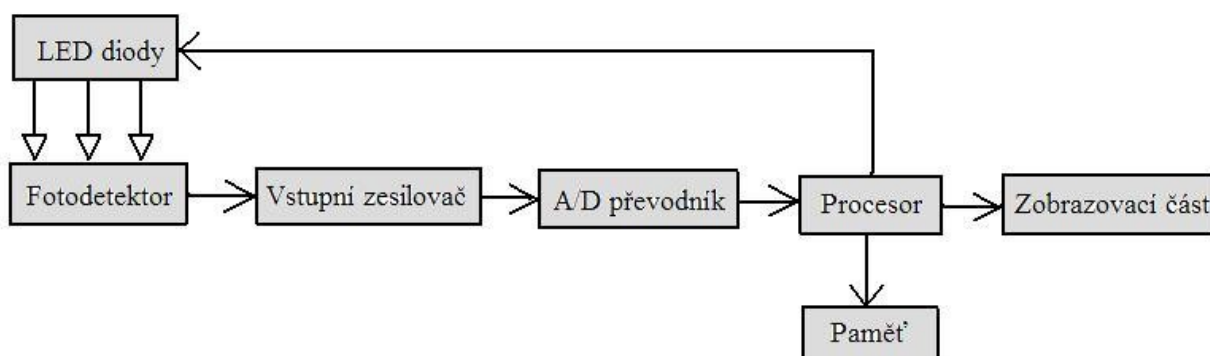
Tato metoda je doplňující předporodní vyšetření, která slouží k odhalení případné hypoxie nenarozeného dítěte.

Při této metodě se měří nasycení krve kyslíkem přímo na kůži plodu v děloze matky. Normální hodnota SpO_2 plodu se pohybuje pod 70 %. [7]

4 Blokové schéma pulsního oxymetru

Níže na obrázku je zobrazeno základní blokové schéma pulsního oxymetru s jeho nejdůležitějšími částmi:

- Optické čidlo tvořené LED diodami a fotodetektorem
- Vstupní zesilovač
- Analogově digitální převodník
- Procesor
- Paměť
- Zobrazovací část



Obrázek 11: Blokové schéma pulsního oxymetru

Optický snímač je tvořen zdrojem záření, tedy dvěma LED diodami emitující červené a infračervené světlo. Jako přijímač slouží fotodetektor, který střídavě měří poměr pulsující absorpance infračerveného a červeného záření. Signál následně vstupuje do vstupního zesilovače, který nízké úrovně napětí z fotodetektoru (řádově mV) zesílí. Získaná úroveň napětí odpovídá intenzitě dopadajícího záření. Na vstupní zesilovač jsou kladeny nároky na velké zesílení a minimální šum. Spojitý analogový signál je dále digitalizován v A/D převodníku a načítán do procesoru. Procesor řídí přepínání vlnových délek během měnících se fází měření. Naměřené hodnoty jsou uloženy v paměti až do ukončení jednotlivého měřicího cyklu a následně zobrazeny na display. [13]

4.1 Konstrukční řešení oxymetrů

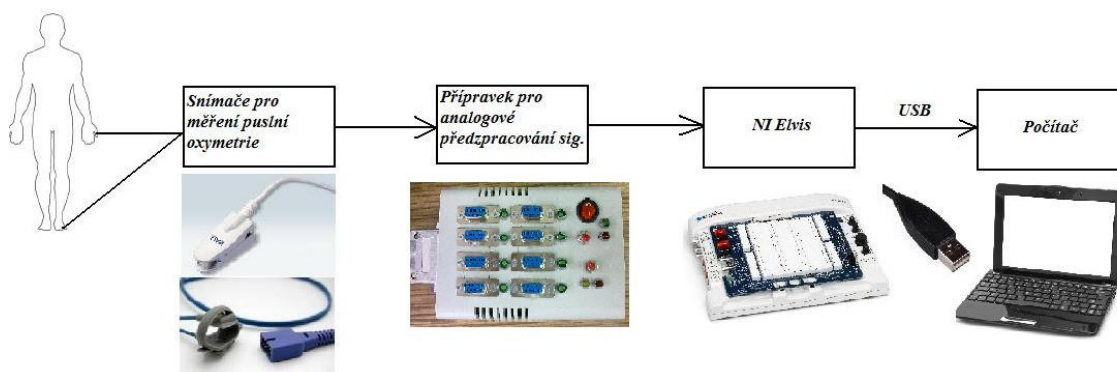
Pulsní oxymetry jsou vyráběny v různých konstrukčních provedeních. Řadí se sem přenosné a stolní.



Obrázek 12: Různá provedení oxymetrů: a) prstový, b) stolní, c) zápěstní, d) přenosný [14], [15], [16], [17]

5 Vlastní návrh řešení

5.1 Návrh měřicího řetězce



Obrázek 13: Blokové schéma měřicího řetězce

5.2 Popis blokového schématu

Měřicí řetězec pro snímání pulsní oxymetrie se skládá ze 4 hlavních částí. Jsou to:

- Snímače pro měření pulsní oxymetrie
- Přípravek pro analogové předzpracování signálu
- NI Elvis
- Počítač se softwarem vytvořeným v prostředí LabView

Vybrané snímače pro měření pulsní oxymetrie jsou umístěny na prstech horních a dolních končetin, dle libovolného uvážení v závislosti na charakteru a účelu měření. Snímače jsou pomocí 9pinového výstupu připojeny k přípravku pro analogové zpracování signálu. Měřicí přípravek je dále zapojen do přístroje NI Elvis, který je jednotným a flexibilním plug-n-play nástrojem pro měření a práci s přístroji. NI Elvis je zaměřen na školní užití a je speciálně navržen pro práci s programem LabView. Po připojení snímačů na pacienta jsou data snímána v reálném čase, zobrazena v uživatelském prostředí vytvořeném v programu LabView a uložena ve formátu .txt do počítače. Měřicí hardware spolu se softwarem byl již poskytnut v hotovém provedení vysokou školou a jeho tvorba a detailní rozbor není předmětem této práce.

5.3 Prstový snímač R 10 – 2201 S

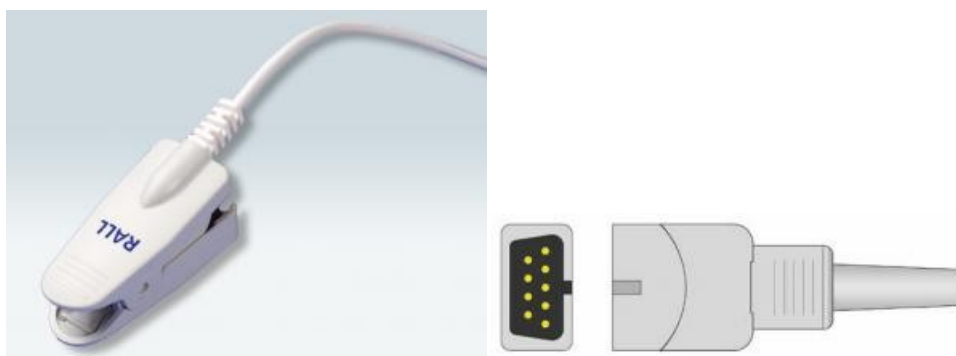
Prstový snímač od společnosti RALL Elektronik, spol. s r.o. slouží pro opakované použití pro měření saturace krve kyslíkem (SpO_2), tepové frekvence a pletysmografických vln.

Tento snímač slouží pro kontinuální monitorování pacientů o větší hmotnosti než 25 kg. Snímač

není určen pro aktivní pacienty.

Rozsah vlnových délek a typický výkon světla emitovaného sondou je $905 \pm \text{nm}$ a 2mW.

U tohoto snímače je nezbytné alespoň jednou za 4 hodiny jej přemístit, aby pokožka mohla respirovat. [18]



Obrázek 14: Prstový snímač R 10 – 2201 S [18]

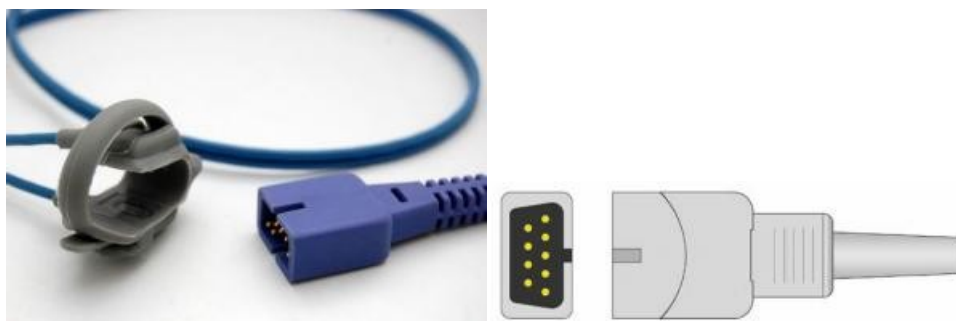
5.4 Y snímač R40 – 2201 S

Snímač od společnosti RALL Elektronik, spol. s r.o. umožňuje opakované použití pro měření SpO_2 , tepové frekvence a pletysmografických pulsů vln.

Tento snímač slouží pro kontinuální monitorování pacientů o větší hmotnosti než 25 kg. Snímač není určen pro aktivní pacienty.

Po nasazení snímače na prst ruky u dospělých a dětí nebo na palec nohy u kojenců a nárt nohy novorozenců je nutné snímač zafixovat pomocí lepicí pásky.

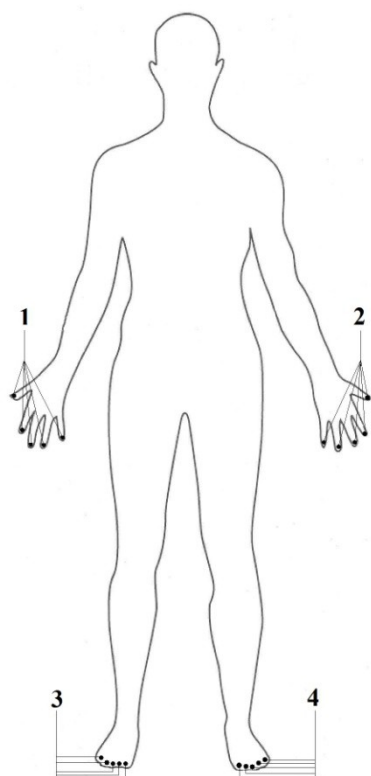
Nejméně jednou za 8 hodin je nutné snímač přemístit, aby pokožka pacienta mohla dýchat. [19]



Obrázek 15: Snímač Y R40 - 2201 S [19]

6 Vybraná místa snímání

Pro co nejlepší statistické zpracování naměřených dat jsou hodnoty pulsní oxymetrie snímány současně z vybraných míst (viz obrázek níže). Místa snímání byla zvolena tradičně – prsty horních a dolních končetin. Data byla získána pomocí dvou typů prstových snímačů pulsní oxymetrie, které pracují na transmisním principu snímání.



*1, 2, 3, 4 - Prstový snímač R 10 - 2201 S
- Y snímač R40 - 2201S*

Obrázek 16: Vybraná místa měření pulsní oxymetrie

7 Návrh grafického uživatelského prostředí

Vytvořené grafické uživatelské prostředí (GUI) v programu Matlab umožňuje uživateli pohodlně ovládat a vyvolávat veškeré funkce programu bez nutnosti zásahu do zdrojového kódu.

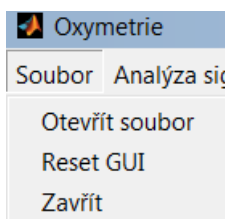
GUI je vytvořeno prostřednictvím rozhraní Guide, které dovoluje navržení výsledné podoby uživatelského rozhraní, podle představ autorky programu. Vytvořené GUI má jednoduché uspořádání, které uživateli umožňuje intuitivní používání.

Program oxymetrie.m slouží pro zobrazení, zpracování a porovnání naměřených dat pacienta. Primární úlohou programu je srovnat rozdíly v získaných datech v závislosti na umístění na těle.

V horní pracovní liště uživatelského rozhraní jsou nabídky pro práci se souborem, tedy nahrání naměřených dat, vynulování (reset) nahraných dat a zavření celého rozhraní. Dále obsahuje program nabídky pro analýzu signálu, lékařskou analýzu a vývoj signálu v čase.

7.1 Načtení a zobrazení souboru

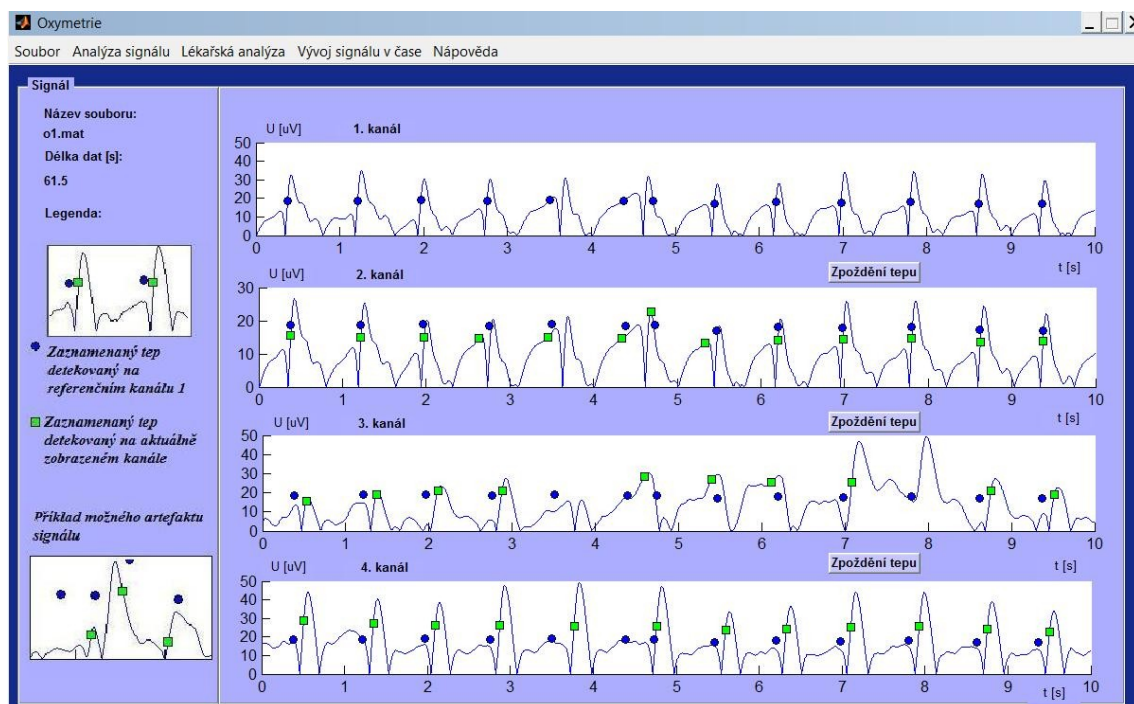
V horním panelu, po stisknutí nabídky „Soubor“, je uživateli nabídnuto, zda chce soubor otevřít, vynulovat uživatelské prostředí, či jej celé úplně zavřít.



Obrázek 17: Lišta nabídky pro nahrání souboru

Zvolením otevření souboru se zobrazí okno pro výběr dat ve formátu .mat. Zvolená data jsou automaticky nahrána do předem připravených polí pro kanál 1, 2, 3, 4. Naměřená data se vzorkovací frekvencí 1000 Hz bylo nutné upravit tak, aby se ve výsledném GUI zobrazovala ve vteřinách. Signál je pak tedy zobrazen jako 10sekundový úsek z důvodu nejlepšího a nejzřetelnějšího zobrazení pletysmografické křivky.

Po nahrání vybraného souboru jsou v levé části rozhraní vypsány základní údaje o zvoleném souboru. Konkrétně to je název souboru a celková délka dat v sekundách. Pod těmito hodnotami se nachází obecná legenda popisující a zobrazující zaznamenaný tep a možný vzniklý artefakt. Na obrázku níže se nachází printscreen vytvořeného grafického uživatelského prostředí s již nahranými daty.



Obrázek 18: Vytvořené grafické uživatelské prostředí s již nahranými daty

7.2 Algoritmus pro detekci tepu

Jedním z nejnáročnějších úkolů bylo vytvoření spolehlivého algoritmu pro detekci tepu, který by dokázal odfiltrovat větší část artefaktů. Tep se zaznamenává v cyklu programu, který obsahuje několik ochranných prvků:

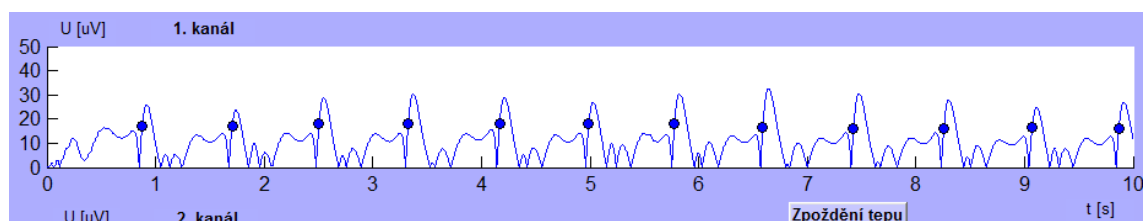
- 1) tep se nezaznamená v prvních 500 vzorcích signálu (0,5 s) – testováním bylo zjištěno, že prvních zhruba 0,5 s je signál velmi rozkolísaný, proto se zde tep nezaznamenává;
- 2) pokud byl zaznamenán tep, další tep se v dalších 350 průchodech cyklu (tzn. vzorcích dat) nezaznamená – toto slouží jako ochrana před započtením dikrotické vlny jako samostatného tepu;
- 3) pokud byl zaznamenán tep, další tep se nezaznamená, dokud křivka signálu neklesne pod jednu polovinu průměrné hodnoty napětí signálu.

Je nutno si uvědomit, že se jedná o biologický, tj. neperiodický deterministický signál označovaný jako téměř periodický, obsahující velkou řadu artefaktů. Vytvořenými ochrannými mechanismy se podařilo biologický signál zpracovat s minimálním působením artefaktů.

Testováním bylo zjištěno, že nejpřesnějších výsledků je dosaženo při zaznamenání tepu zhruba v polovině maximální amplitudy primární pulsni vlny, to je zhruba v 1,6násobku průměrné hodnoty napětí signálu (pokud je průměrná hodnota signálu 10 μV , zaznamenaná se tep při dosažení 16 μV). Průměrná hodnota napětí signálu byla zjišťována jako průměr hodnot napětí

signálu v následujících 5 vteřinách, přičemž pro urychlení chodu programu je vypočítávána pouze jednou za 1000 cyklů.

Současně se záznamem tepu se zaznamená také pozice, kde přesně byl tep zaznamenán. Takto zaznamenané pozice tepu jsou poté automaticky vykresleny do grafu signálu jako barevné kuličky.



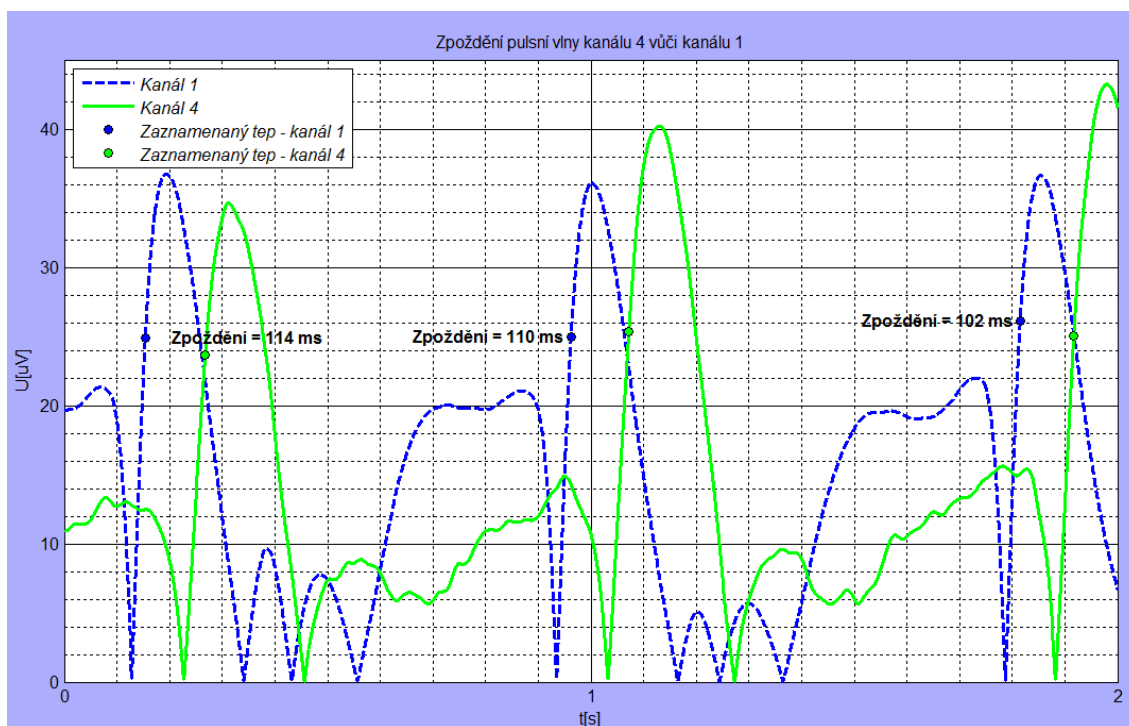
Obrázek 19: Graf signálu s vykreslenými místy záznamu tepů

7.3 Algoritmus pro zjištění zpoždění pulsových vln

Aby mohlo být zjištěno zpoždění pulsních vln, byl jako referenční stanoven první kanál, na kterém se ve většině případů snímaly hodnoty na druhém prstu levé ruky. Toto místo bylo zvoleno, protože je v lékařských vyšetřeních nejčastěji používáno.

Předpokladem pro toto měření byla existence rozdílného zpoždění pulsové vlny v závislosti na umístění snímačů na těle.

Pro ověření této domněnky byl vytvořen algoritmus, který vypočítává zpoždění jako rozdíl mezi časy záznamů tepů na různých kanálech. Zpoždění je vypočítáno z prvních 8 zaznamenaných tepů, což umožňuje okamžitou vizuální kontrolu správnosti na hlavní obrazovce programu. Poté je doba zpoždění vypsána v části „Lékařská analýza“. Pro detailní rozbor je možno vykreslit detailní pohled na křivku signálu tlačítkem „Zpoždění tepu“.



Obrázek 20: Příklad zpoždění pulsní vlny kanálu 4 vůči kanálu 1

7.4 Lékařská analýza

Po vykreslení zvoleného souboru dat je možno zobrazit tzv. „Lékařskou analýzu“, v níž jsou formou přehledné tabulky zaznamenány parametry pro jednotlivé kanály. V tabulce se nachází:

- Průměrná tepová frekvence [BpM], která je vypočítána jako celkový průměr detekovaných tepů, přičemž mírné rozdíly ve zjištěné tepové frekvenci na různých kanálech jsou způsobeny artefakty.
- Tepová frekvence, vypočítaná na základě Fourierovy transformace, která převádí signál z časové oblasti do oblasti frekvenční.
- Minimální a maximální tepová frekvence, vypočítána na základě maximální resp. minimální periody mezi jednotlivými zaznamenanými tepe.
- Zpoždění tepu [ms] vůči referenčnímu kanálu, vypočítané z prvních 8 zaznamenaných tepů.
- Průměrné napětí na detekční diodě [μ V].

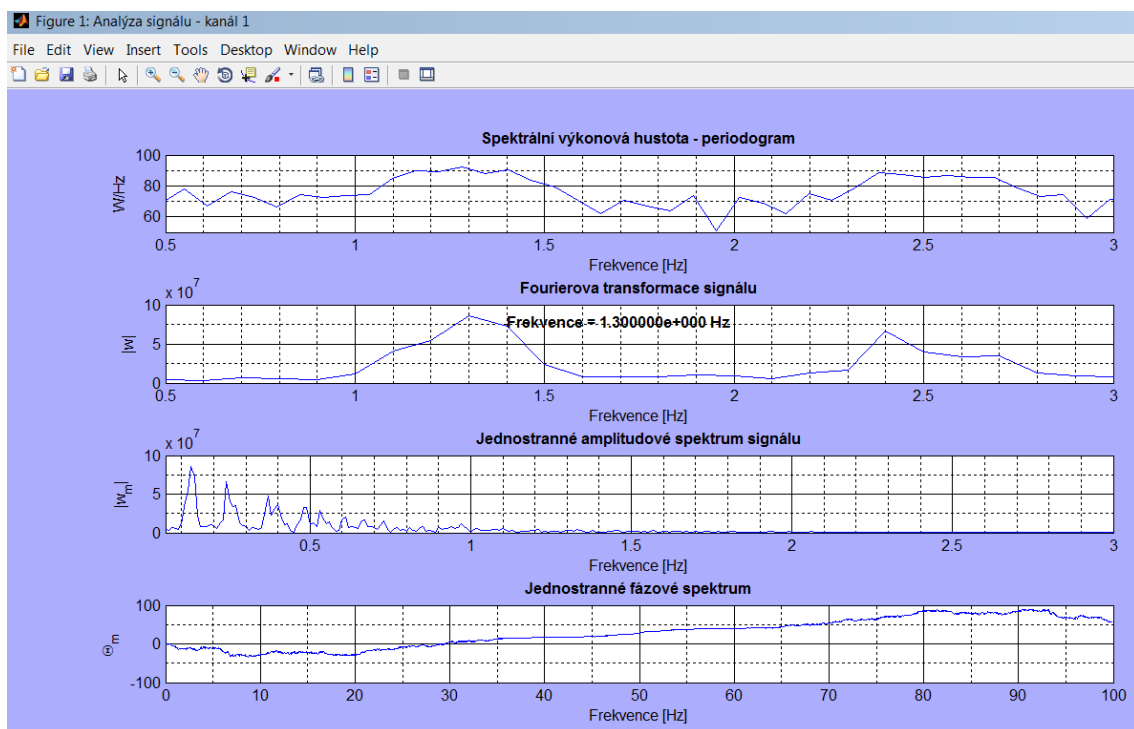
	Kanál 1	Kanál 2	Kanál 3	Kanál 4
Průměrná tepová frekvence [BpM]	76.4281	82.7315	79.5798	84.3073
Tepová frekvence podle FFT [BpM]	78	78	78	78
Minimální tepová frekvence [BpM]	62.3701	70.7547	70.3400	70.8383
Maximální tepová frekvence [BpM]	85.2273	84.9858	84.5070	92.5926
Zpoždění tepu [ms]	0	16.6250	7.7500	18.6250
Průměrné napětí na detekční diodě [uV]	1.9830	4.9343	16.7272	16.0782

Obrázek 21: Zobrazení výsledků lékařské analýzy

7.5 Analýza signálu

Pro každý kanál byla vytvořena tzv. „Analýza signálu“, kde jsou zobrazeny výsledky signálového zpracování:

- Spektrální výkonová hustota (PSD), která znázorňuje výkon obsažený v úzkém intervalu spojitého spektra a je vyjádřena ve W/Hz.
- Fourierova transformace signálu, která převádí signál z časové do frekvenční oblasti a umožňuje tak určit dominantní frekvence obsažené v signálu. Pomocí této Fourierovy transformace je poté určena tepová frekvence v části „Lékařská analýza“.
- Jednostranné amplitudové spektrum signálu, které vypovídá o amplitudě jednotlivých složek spektra.
- Jednostranné fázové spektrum, které vypovídá o počáteční fázi jednotlivých složek spektra.

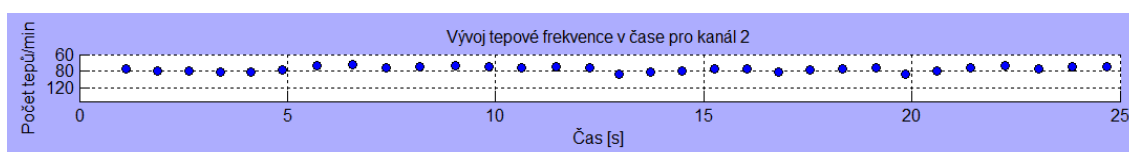


Obrázek 22: Příklad zobrazení analýzy signálu

7.6 Vývoj signálu v čase

A) Vývoj tepové frekvence v čase

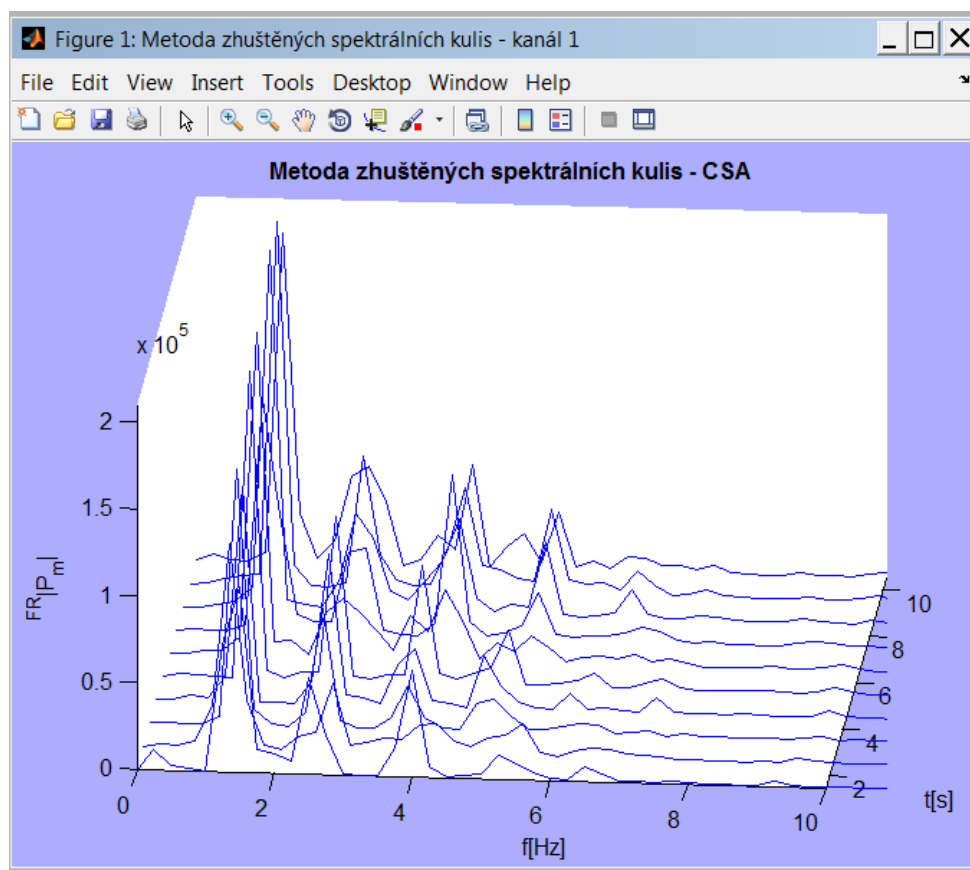
Pomocí tohoto grafu je znázorněn vývoj tepové frekvence sledovaného subjektu tak, jak byl zaznamenán algoritmem v programu Matlab. Každý jednotlivý bod vyjadřuje tepovou frekvenci, která byla vypočítána na základě periody mezi jednotlivými zaznamenanými tepey. Současně je pomocí ochranných prvků zajištěno, že nebudou zaznamenány artefakty – proto některé grafy mohou obsahovat místa bez bodů.



Obrázek 23: Graf vývoje tepové frekvence v čase

B) Metoda zhuštěných spektrálních kulis (CSA)

Tato metoda slouží pro zobrazení signálové aktivity ve frekvenční oblasti. Z 2 sekundových úseků byly vypočteny frekvenční křivky, které byly následně seřazeny za sebou v trojdimenzionální projekci. Z grafu je možné sledovat dynamické chování signálu ve spektrální oblasti.

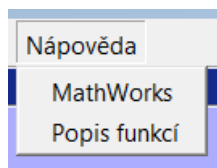


Obrázek 24: Graf metody zhuštěných spektrálních kulis




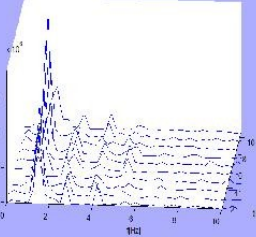
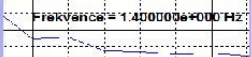
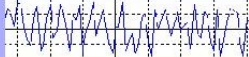
7.7 Náповěda a video tutoriál

Uživateli je pro co nejsnadnější pochopení programu k dispozici možnost zobrazení nápovědy, která se nachází v horní liště GUI. Náповěda je realizována jako (i) přímý odkaz na webové stránky společnosti MathWorks do sekce Help a jako (ii) okno se stručným představením jednotlivých funkcí.

I přes snahu o vytvoření maximálně uživatelsky příjemného prostředí se může software zdát přece jen složitější, proto byl vytvořen video tutoriál, který uživateli představí všechny možnosti softwaru formou videa. Video tutoriál byl realizován v programu CamStudio, pomocí kterého je zaznamenáváno dění na obrazovce počítače. Video opatřeno mluveným komentářem a nahráno na server YouTube.com.



Obrázek 25: Lišta nabídky pro zvolení nápovědy

Analýza signálu		Lékařská analýza	Vývoj signálu v čase																												
<p>Spektrální výkonová hustota:</p> <p>Spektrální výkonová hustota - periodogram</p> 	<p>Amplitudové spektrum signálu:</p> <p>Jednostranné amplitudové spektrum signálu</p>  <p>-Amp. spektrum vypovídá o amplitudě jednotlivých složek spektra</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Kanál 1</th><th>Kanál 2</th><th>Kanál 3</th><th>Kanál 4</th></tr> </thead> <tbody> <tr> <td>87.5220</td><td>82.2496</td><td>79.0861</td><td>81.1551</td></tr> <tr> <td>84</td><td>84</td><td>78</td><td>76</td></tr> <tr> <td>65.0054</td><td>67.6437</td><td>64.4468</td><td>69.2641</td></tr> <tr> <td>101.1804</td><td>99.1736</td><td>100.6711</td><td>98.5222</td></tr> <tr> <td>0</td><td>-3.2500</td><td>-4.5000</td><td>-22</td></tr> <tr> <td>20.2855</td><td>18.9488</td><td>17.9074</td><td>17.5069</td></tr> </tbody> </table> <p>Vypsání průměrné tepové frekvence na základě vytvořeného algoritmu a na základě zjištěné hodnoty Fourierovy transformace.</p> <p>V tabulce jsou zapsány hodnoty minimální a maximální tepové frekvence.</p> <p>Zpoždění tepu udává o kolik milisekund je zpožděná tepová frekvence daného kanálu vůči referenčnímu kanálu 1.</p> <p>Průměrná hodnota napětí na fotodetektoru je zapsána na závěr tabulky.</p>	Kanál 1	Kanál 2	Kanál 3	Kanál 4	87.5220	82.2496	79.0861	81.1551	84	84	78	76	65.0054	67.6437	64.4468	69.2641	101.1804	99.1736	100.6711	98.5222	0	-3.2500	-4.5000	-22	20.2855	18.9488	17.9074	17.5069	<p>Vývoj tepové frekvence v čase:</p> <p>Vývoj tepové frekvence v čase pro kanál 1</p>  <p>-pro každý zaznamenaný tep je zvlášť spočítána tepová frekvence</p> <p>Metoda zhuštěných spektrálních kulís - CSA:</p>  <p>-metoda monitorování signálové aktivity ve frekvenční oblasti</p> <p>-CSA umožňuje sledovat dynamický vývoj frekvenčních charakteristik v čase</p>
Kanál 1	Kanál 2	Kanál 3	Kanál 4																												
87.5220	82.2496	79.0861	81.1551																												
84	84	78	76																												
65.0054	67.6437	64.4468	69.2641																												
101.1804	99.1736	100.6711	98.5222																												
0	-3.2500	-4.5000	-22																												
20.2855	18.9488	17.9074	17.5069																												
<p>Fourierova transformace signálu</p> <p>Fourierova transformace signálu</p> <p>Frekvence = 1.400000e+000 Hz</p>  <p>-Fourierova transformace slouží pro převod signálu z časové oblasti do oblasti frekvenční</p> <p>-Rychlá FT je algoritmus pro výpočet diskrétní FT a její inverze</p>	<p>Fázové spektrum signálu:</p> <p>Jednostranné fázové spektrum</p>  <p>-Fázové spektrum vypovídá o počáteční fázi jednotlivých složek spektra signálu.</p>																														

Obrázek 26: Zobrazení nápovědy

8 Testování

Během vývoje byl software testován na dostatečně velkém množství dat. Rozsáhlý sběr dat probíhal v prostorách laboratoře vysoké školy na dvou subjektech a byly využity všechny dostupné snímače pro snímání pletysmografické křivky. Získaná data byla naměřena ze všech čtyř končetin pro co nejpřesnější určení rozdílů a vlivů v místech snímání. Zpracováním všech naměřených dat byly eliminovány chyby vytvořeného softwaru a ověřeno, že všechny části softwaru fungují správně.

9 Statistické zpracování dat

Pro zpracování dat byla zvolena standardní struktura statistického výzkumu, skládající se z plánování a návrhu statistického výzkumu, provedení sběru dat, zpracování dat, analýzy dat, prezentace, interpretace a konečně publikace v diplomové práci. [20], [21]

9.1 Regresní analýza

Lineární regresní analýza slouží ke zkoumání vztahu mezi dvěma veličinami, u kterých předpokládáme, že obě veličiny jsou spojené. První veličina se nazývá nezávisle proměnná X a ovlivňuje veličinu druhou, tzv. závisle proměnnou Y .

Rovnice regresní přímky: $Y_i = \beta_0 + \beta_1 \cdot x_i + e_i$

Vyrovňovací přímka, která je odhadem regresní přímky, je zapisována v jednom z následujících tvarů:

$$\hat{Y}_i = b_0 + b_1 \cdot x_i$$

$$\hat{Y}_i = b_0^* + b_i \cdot (x_i - \bar{x})$$

$$\hat{Y}_i = b_0 + b_1 \cdot x_i + e_i$$

Ve vyrovňovací přímce je e_i označováno jako chyba predikce.

Podmínky lineárního regresního modelu:

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 \cdot x_i + e_i$$

1. $E(e_i) = 0$ pro každé $i = 1, 2, \dots, n$
Střední hodnota náhodné složky je nulová.
2. $D(e_i) = \sigma^2$ pro každé $i = 1, 2, \dots, n$
Rozptyl náhodné složky je konstantní.
3. $Cov(e_i, e_j) = 0$ pro každé $i \neq j$, kde $i, j = 1, 2, \dots, n$
Kovariance náhodné složky je nulová.
4. Normalita: Náhodné složky e_i mají pro $n=1, 2, \dots, n$ normální rozdělení.
5. Regresní parametry β_i mohou nabývat libovolných hodnot.
6. Regresní model je lineární v parametrech.

Tyto podmínky je nutno v rámci regresní analýzy ověřit, a pokud jsou splněny, koeficienty regresní přímky jsou odhadovány metodou nejmenších čtverců.

Zjištěním, zda je směrnice β_1 rovna nule nebo není rovna nule, se ověřuje existence lineárního vztahu mezi dvěma zvolenými veličinami. V případě, že směrnice β_1 rovna nule je, vypovídá to o náhodném odlišení směrnice vyrovňovací přímky od nuly. V tomto případě to znamená, že vztah mezi vybranými veličinami není lineární.

Analogicky lze pomocí dílčích t-testů ověřovat významnost absolutního členu vyrovňovací přímky (b_0).

Při regresní analýze lze intervalový odhad určit pro střední hodnotu Y při dané úrovni x a také

pro jednotlivá pozorování (Y_0).

Intervalem predikce je pak nazýván intervalový odhad vysvětlované proměnné pro individuální pozorování. Intervalový odhad pro spojitě se měnící hodnoty x tvoří tzv. pás spolehlivosti kolem regresní přímky, resp. pás predikce. Intervalový odhad tedy zachycuje interval, ve kterém se bude hodnota parametru nacházet s určitou pravděpodobností.

Kvalitu regresního modelu, tedy kolik procent rozptylu vysvětlované proměnné je vysvětleno regresním modelem, vyjadřuje index determinace R^2 . Index nabývá hodnot od nuly do jedné a většinou se udává v procentech. Hodnoty blízké nule značí špatnou kvalitu regresního modelu, naopak hodnoty blízké jedné značí kvalitu dobrou. [22], [23], [24]

9.2 Sběr a zpracování dat pro statistické zpracování

Sběr dat probíhal v laboratořích vysoké školy na dvou subjektech. Předmětem zkoumání bylo zjištění, zda umístění snímačů na různých částech těla a použití různých typů snímačů má vliv na naměřené hodnoty. Předmětem zkoumání naopak nebylo statistické zkoumání naměřených hodnot u populace, proto bylo naprosto vyhovující získat data ze dvou subjektů.

9.3 Provedení regresní analýzy

Statistická analýza byla provedena v programu Statgraphics Plus, umožňující interaktivní statistickou analýzu.

Nejprve byla vybraná data nahrána do programu a pro jejich zpracování použita jednoduchá regrese. Do pole Y byla zadána vysvětlovaná proměnná a do pole X proměnná vysvětlující. Po spuštění analýzy se zobrazuje textový výstup s mnoha výsledky a hodnotami.

Z textového výstupu je patrná obecná rovnice vyrovnávací křivky, nacházející se vedle názvu použitého statistického modelu. Pod tímto zápisem se nachází tabulka, v níž jsou uvedeny bodové odhady regresních koeficientů, odhady jejich směrodatných odchylek i vyhodnocení dílčích t-testů o významnosti regresních koeficientů. Následující tabulka – ANOVA – vypovídá o vhodnosti použitého regresního modelu. V tabulce ANOVA se nacházejí součty čtverců pro model, reziduální a celkový součet čtverců, výběrový reziduální rozptyl a hodnota p . Pod tabulkou ANOVA jsou vypsány hodnoty korelačního koeficientu, indexu determinace R^2 a výběrové reziduální směrodatné odchylky. Na konci textového výstupu se nachází odhadovaná rovnice vyrovnávací křivky.

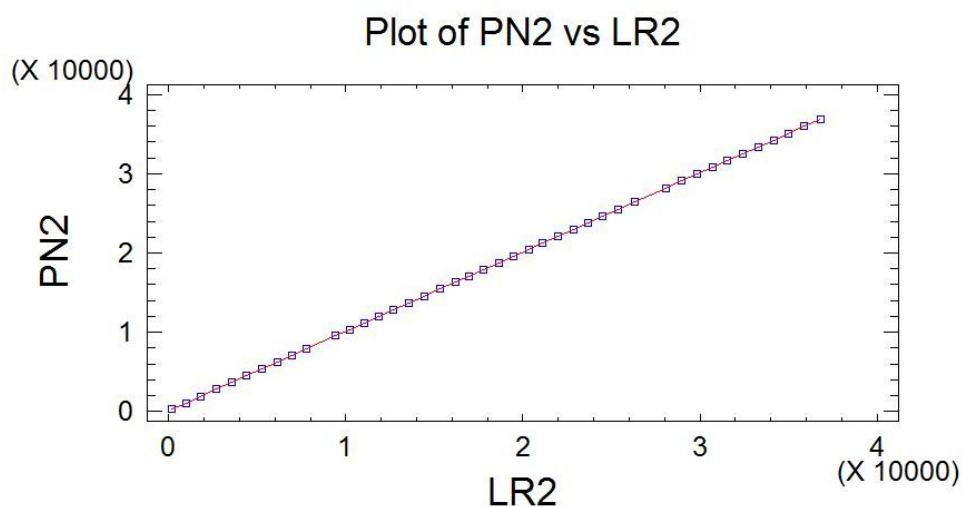
9.3.1 Zpoždění pulsní vlny v závislosti na umístění

Podstatou tohoto šetření bylo zjistit, k jak velkému zpoždění pulsní vlny dojde v závislosti na různém umístění snímačů na těle. Byla provedena srovnání zpoždění pulsní vlny mezi horními a dolními končetinami a mezi pravou a levou polovinou těla. Pro srovnání byly použity totožné

snímače – prstový snímač R 10 – 2201 S.

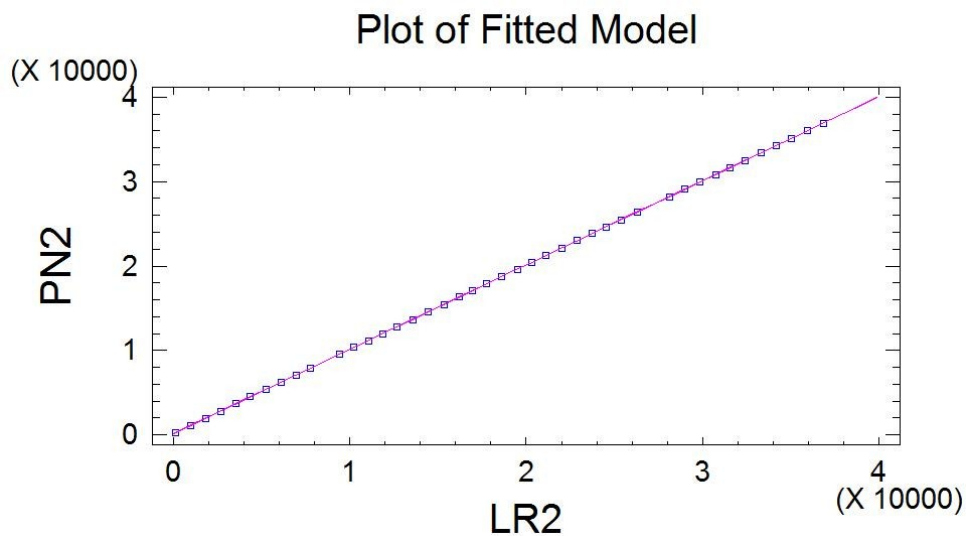
Statistické zpracování prvního případu je detailně popsáno včetně všech printscreenů z programu statgraphics a Matlab. Ostatní zpracovaná statistická šetření obsahují pouze popsané zjištěné výsledky a printscreeny z obou programů jsou pro přehlednost součástí příloh.

9.3.1.1 Zpoždění pulsní vlny na 2. prstu pravé nohy (PN2) vůči pulsní vlně 2. prstu levé ruky (LR2)



Obrázek 27: Bodový graf

Z obrázku 27 je patrné, že bodový graf neobsahuje vlivné body, které by narušily statistické zpracování. Hodnoty na osách x a y vyjadřují čas v ms, ve kterém byla zaznamenána pulsní vlna.



Obrázek 28: Závislost PN2 na LR2

Regression Analysis - Linear model: Y = a + b×X					
Dependent variable: PN2					
Independent variable: LR2					
Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value	
Intercept	107,896	2,07591	51,9755	0,0000	
Slope	0,999993	0,0000974001	10266,9	0,0000	
Analysis of Variance					
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	4,94722E9	1	4,94722E9	*****	0,0000
Residual	1877,35	40	46,9338		
Total (Corr.)	4,94722E9	41			
Correlation Coefficient = 1,0					
R-squared = 100,0 percent					
R-squared (adjusted for d.f.) = 100,0 percent					
Standard Error of Est. = 6,85083					
Mean absolute error = 5,38295					
Durbin-Watson statistic = 0,465498 (P=0,0000)					
Lag 1 residual autocorrelation = 0,748894					

Obrázek 29: Výstup regresní analýzy

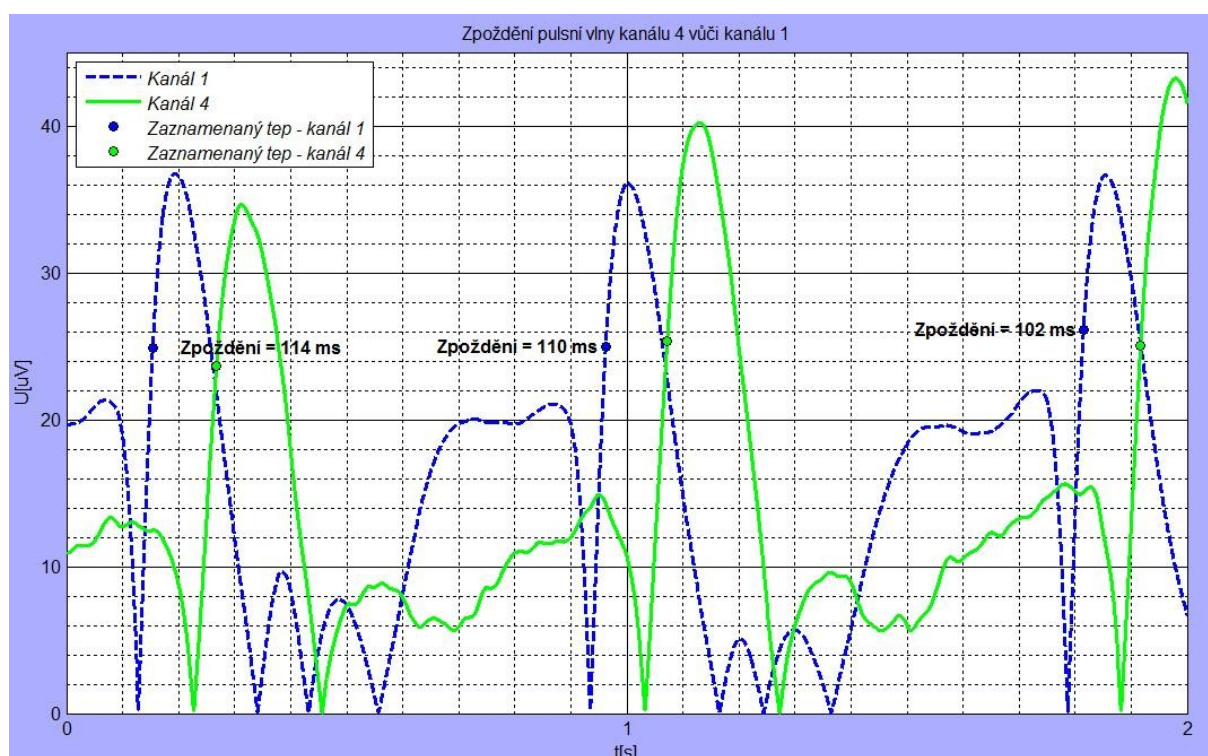
Z výsledků regresní analýzy byla zjištěna nulová hodnota p (p-value) pro f-test, což znamená, že mezi LR2 a PN2 existuje lineární závislost.

Dále byla zjištěna hodnota indexu determinace R^2 (R-squared) = 100 %. Tato hodnota říká, že 100 % rozptylu vysvětlované proměnné je vysvětleno tímto regresním modelem.

Rovnice vyrovnávací přímky pro výpočet PN2 byla pomocí programu stanovena následovně:

$$\text{PN2} = 107,896 + 0,999993 \times \text{LR2}$$

Z výsledků regresní analýzy bylo zjištěno, že průměrné zpoždění pulsní vlny na 2. prstu pravé nohy vůči 2. prstu levé ruky je 107,896 ms. Toto zjištění bylo potvrzeno i grafickým výstupem z programu Matlab na základě autorkou vytvořeného algoritmu.



Obrázek 30: Zpoždění pulsní vlny PN2 vůči LR2

Zjištěnými dílčími t-testy je ověřeno, zda některé regresní koeficienty je možné z vytvořeného modelu vypustit, tedy považovat je za nulové.

Výsledky dílčích testů:

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \times X$				
Dependent variable: PN2				
Independent variable: LR2				
Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value
Intercept	107,896	2,07591	51,9755	0,0000
Slope	0,999993	0,0000974001	10266,9	0,0000

Obrázek 31: Výsledky dílčích t-testů

Stanovení nulové a alternativní hypotézy:

$$H_0: a = 0$$

$$H_A: a \neq 0$$

Zjištěná hodnota p (p-value) je 0, a to znamená, že je zamítnuta na hladině významnosti 0,05 nulová hypotéza a člen a není možné vypustit.

$$H_0: b = 0$$

$$H_A: b \neq 0$$

Zjištěná hodnota p (p-value) je 0, z čehož vyplývá, že nulová hypotéza je zamítnuta na hladině významnosti 0,05 a člen b není možné vypustit z vytvořeného modelu.

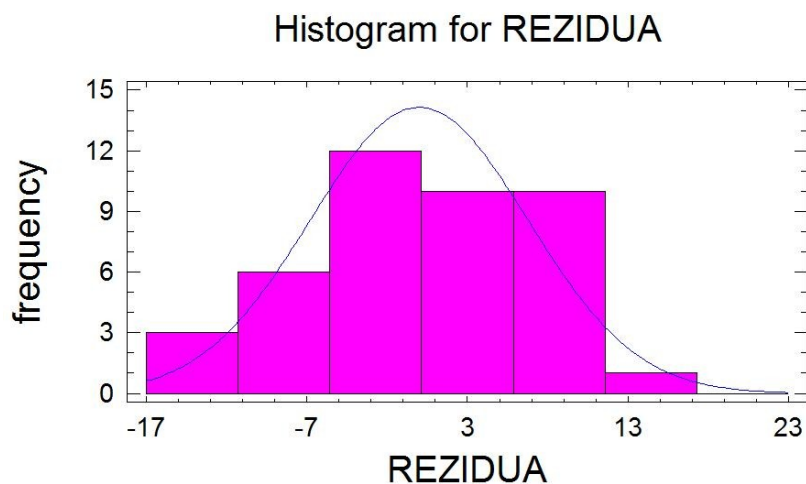
Dále je nutné vyhodnotit předpoklady pro použití lineárního regresního modelu, a to posouzením reziduí. Posuzuje se:

1. Normalita reziduí

2. Nulová střední hodnota reziduí

3. Nulová kovariance reziduí

Ad 1) Ověření normality reziduí



Obrázek 32: Histogram rozložení reziduí

EDF Statistic	Value	Modified Form	P-Value
Kolmogorov-Smirnov D	0,078425	0,517754	>=0.10*
Anderson-Darling A^2	0,24029	0,244887	0,7612*

Obrázek 33: Výstup Kolmogorovova - Smirnovova testu

Z výsledků Kolmogorovova - Smirnovova testu ($p\text{-value} > 0,1$) je zřejmé, že normalita reziduí není zamítnuta. Z histogramu rozložení reziduí je také patrné, že výběr pochází z normálního rozdělení.

Ad 2) Posouzení nulové střední hodnoty reziduí

```
Hypothesis Tests for REZIDUA

Sample mean = 0,00000204762
Sample median = -0,24431

t-test
-----
Null hypothesis: mean = 0,0
Alternative: not equal

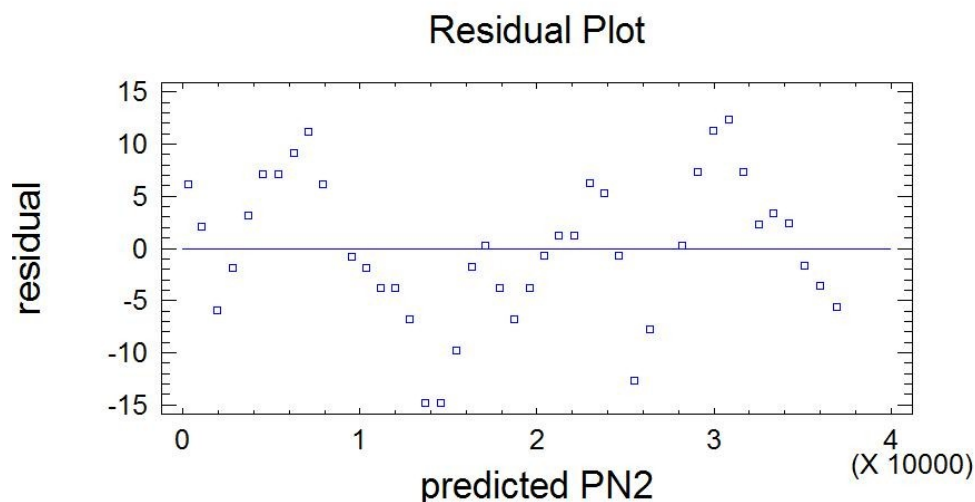
Computed t statistic = 0,00000196107
P-Value = 0,999998

Do not reject the null hypothesis for alpha = 0,05.
```

Obrázek 34: Výstup t-testu pro posouzení nulové stř. hodnoty reziduí

Na základě hodnoty p (p-value) z t-testu není zamítnuta na hladině významnosti 0,05 nulová střední hodnota reziduí.

Ad 3) Posouzení nulové kovariance reziduí



Obrázek 35: Posouzení kovariance reziduí

Kovariance reziduí je nulová na základě náhodného rozmístění reziduí kolem nuly, které nemají žádný zřejmý vztah k předpovídaným hodnotám.

Na základě splnění předpokladů lineárního regresního modelu, lze pro zjištění průměrného zpoždění pulsní vlny druhého prstu pravé nohy vůči pulsní vlně druhého prstu ruky levé použít lineární rovnici:

$$PN2 = 107,896 + 0,999993 * LR2$$

9.3.1.2 Zpoždění pulsní vlny na 2. prstu pravé nohy (PN2) vůči pulsní vlně 2. prstu levé ruky (LR2)

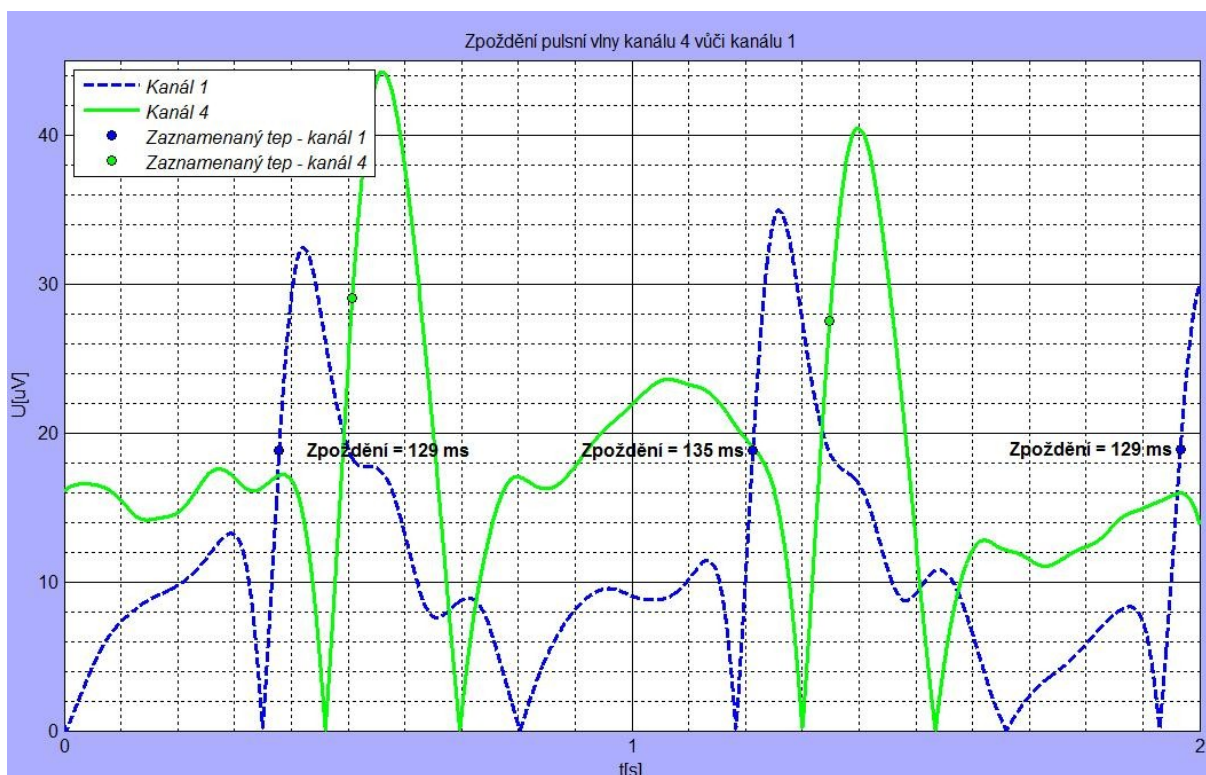
V tomto bodě, stejně jako v předchozím, byla pomocí regresní analýzy zjišťována závislost zpoždění pulsní vlny na druhém prstu pravé nohy (PN2) vůči pulsní vlně druhého prstu ruky levé (LR2). Zpracovávaná data byla získána z jiného subjektu, a proto je důležité zjistit, zda zpoždění pulsní vlny bude podobné.

Výsledky regresní analýzy:

Název	Hodnota	Význam
Hodnota p (p-value)	0	Mezi LR2 a PN2 je lineární závislost.
Hodnota R ² (R-squared)	99,9974 %	99,9974 % rozptylu Y je vysvětleno tímto modelem.
Rovnice vyrovnávací přímky	$PN2 = 128,121 + 1,00147 \times LR2$	Prům. zpoždění pulsní vlny PR2 vůči LR2 je 128,121 ms.

Tabulka 3: Výsledek regresní analýzy

Z rovnice vyrovnávací přímky bylo zjištěno průměrné zpoždění pulsní vlny 128,121 ms. Z výsledků analýzy v bodě 9.3.1.1 byla hodnota zpoždění pulsní vlny z rovnice vyrovnávací přímky stanovena na 107,896 ms. Tyto výsledky dokazují, že existuje jisté zpoždění pulsní vlny na prstech pravé nohy (druhý prst) vůči prstům ruky levé (druhý prst). Rozdíl 20,225 ms mezi těmito výsledky dvou různých subjektů je pravděpodobně způsoben rozdílnou hodnotou krevního tlaku měřených subjektů. Získané hodnoty průměrného zpoždění pulsní vlny byly potvrzeny v programu matlab v algoritmu vytvořeném autorkou (viz Obrázek 36). Na základě posouzení reziduí bylo zjištěno, že byly splněny předpoklady pro použití lineárního regresního modelu.



Obrázek 36: Zpoždění pulsní vlny na 2. prstu pravé nohy (PN2) vůči pulsní vlně 2. prstu levé ruky (LR2)

9.3.1.3 Zpoždění pulsní vlny na 2. prstu pravé ruky (PR2) vůči pulsní vlně 2. prstu levé ruky (LR2)

V tomto statistickém zpracování byl aplikován stejný postup jako u předchozích srovnání (popsáno v bodech 9.3.1.1, 9.3.1.2). Byla zjišťována závislost zpoždění pulsní vlny na druhém prstu pravé ruky (PR2) vůči pulsní vlně na druhém prstu ruky levé (LR2).

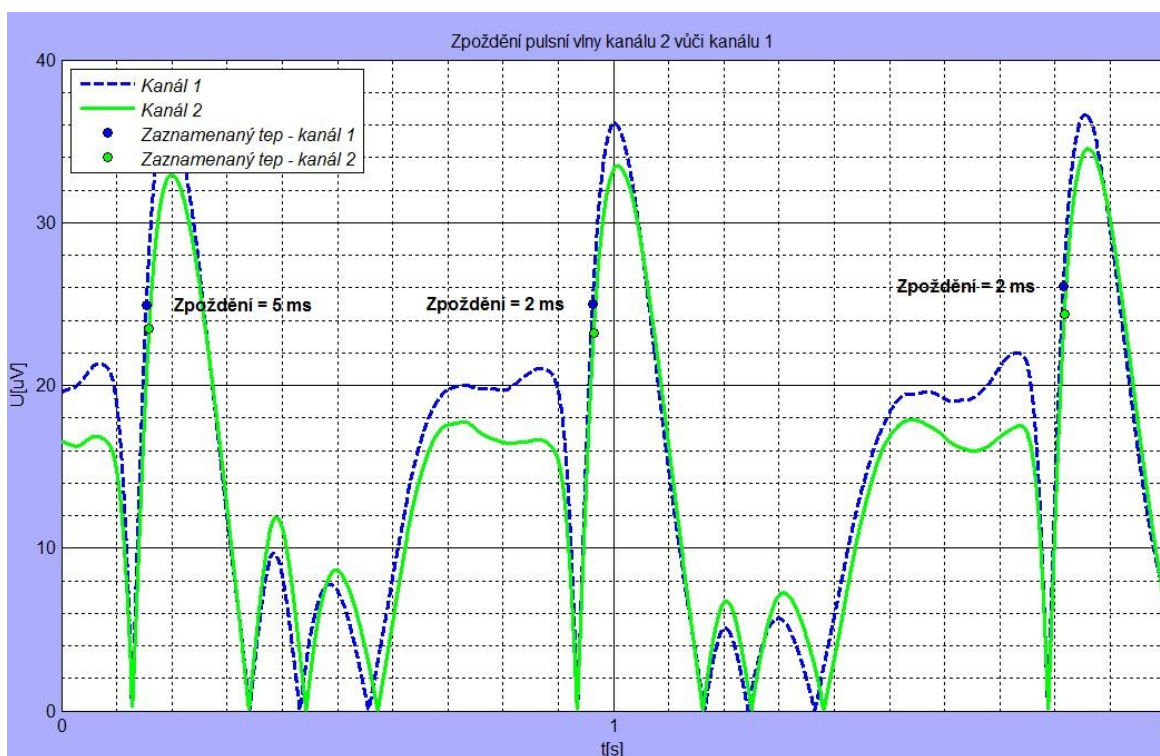
Výsledky regresní analýzy:

Název	Hodnota	Význam
Hodnota p (p-value)	0	Mezi LR2 a PR2 je lineární závislost.
Hodnota R ² (R-squared)	100 %	100 % rozptylu Y je vysvětleno tímto modelem.

Rovnice vyrovnávací přímky	$PR2 = 3,24345 + 0,999966 \times LR2$	Prům. zpoždění pulsní vlny PR2 vůči LR2 je 3,24345 ms.
-------------------------------	---------------------------------------	--------------------------------------------------------------

Tabulka 4: Výsledek regresní analýzy

Zjištěná hodnota 3,24345 ms průměrného zpoždění pulsní vlny PR2 vůči LR2 z programu Statgraphics byla potvrzena i grafickým výstupem z Matlabu na základě autorkou vytvořeného algoritmu. Na základě posouzení reziduí bylo zjištěno, že byly splněny předpoklady pro použití lineárního regresního modelu.



Obrázek 37: Zpoždění pulsní vlny PR2 vůči LR2

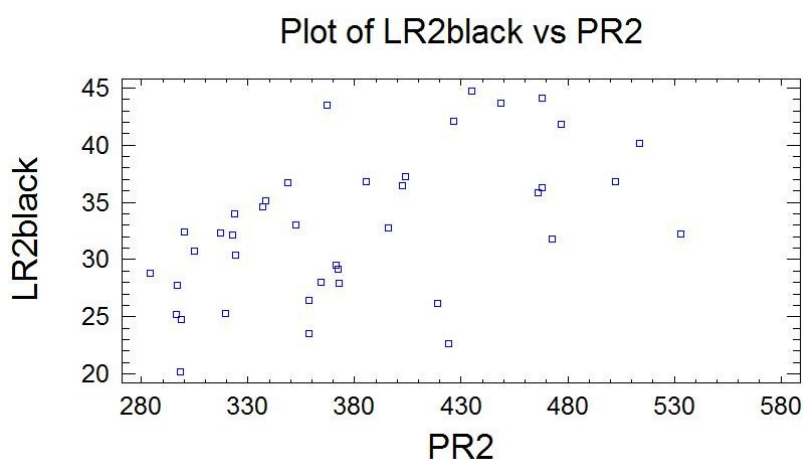
9.3.2 Zjištěné napětí na fotodetektoru senzoru v závislosti na černém nalakování/nenalakování nehtu

V tomto měření bylo zjišťováno, jak nalakování nehtů na černo ovlivní napětí na fotodetektoru v porovnání s nehtem nenalakovaným.

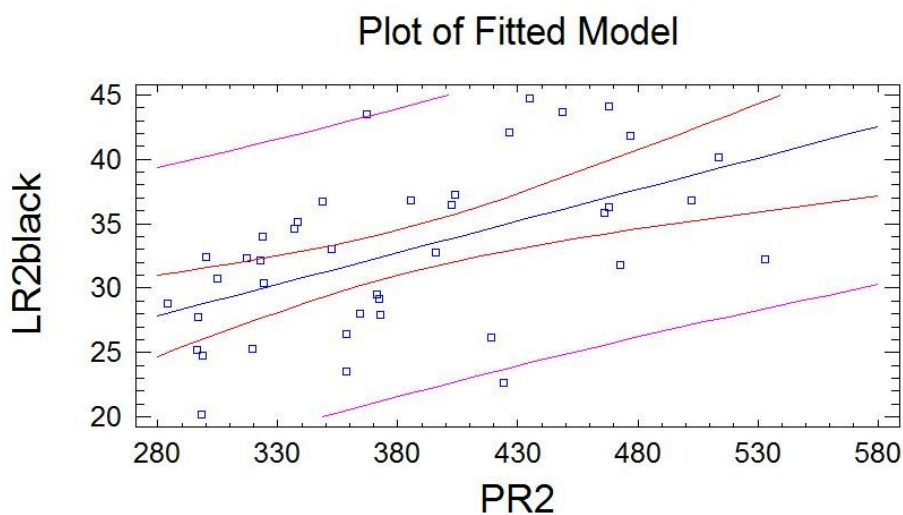
Bylo provedeno srovnání zjištěného napětí na fotodetektoru senzoru (R 10 – 2201 S) umístěném na druhém/třetím prstu levé ruky s černě nalakovaným nehtem ku druhému/třetímu prstu ruky pravé s nehtem nenalakovaným.

Statistické zpracování prvního případu je detailně popsáno včetně všech printscreenů z programu Statgraphics a Matlab. Ostatní zpracovaná statistická šetření obsahují pouze popsané zjištěné výsledky a printscreeny z obou programů jsou pro přehlednost součástí příloh.

9.3.2.1 Černě nalakovaný nehet na druhém prstu levé ruky vs. nenalakovaný nehet druhého prstu pravé ruky



Obrázek 38: Bodový graf



Obrázek 39: Závislost LR2black na PR2

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \times X$					
Dependent variable: LR2black					
Independent variable: PR2					
Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value	
Intercept	14,1404	4,92375	2,87188	0,0066	
Slope	0,0489781	0,0127	3,85655	0,0004	
Analysis of Variance					
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	442,218	1	442,218	14,87	0,0004
Residual	1129,85	38	29,7329		
Total (Corr.)	1572,07	39			
Correlation Coefficient = 0,530374					
R-squared = 28,1297 percent					
R-squared (adjusted for d.f.) = 26,2384 percent					
Standard Error of Est. = 5,45279					
Mean absolute error = 4,40749					
Durbin-Watson statistic = 2,1768 (P=0,2308)					
Lag 1 residual autocorrelation = -0,183787					

Obrázek 40: Výstup regresní analýzy

Z výstupu analýzy byla pro f-test zjištěna hodnota p (p-value) 0,0004, což dokazuje, že mezi LR2black a PR2 lineární závislost existuje.

Hodnota determinace R^2 (R-squared) je 28,1297 %. Index determinace říká, kolik % rozptylu vysvětlované proměnné je vysvětleno tímto regresním modelem.

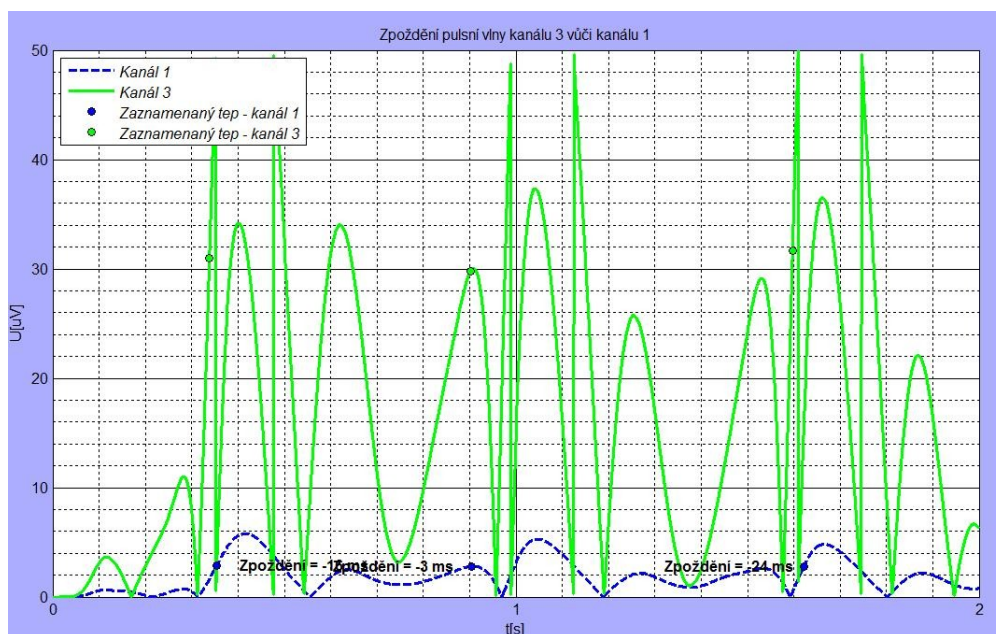
Rovnice vyrovnávací přímky pro výpočet LR2black byla pomocí programu stanovena následovně:

$$\text{LR2black} = 14,1404 + 0,0489781 \times \text{PR2}$$

Z rovnice vyrovnávací přímky bylo po přepočtu, který zohledňuje dvacetinásobné zesílení signálu, na μV zjištěno, že rovnice pro zjištění napětí na fotodetektoru je:

$$U_{\text{LR2black}} = 0,70702 + 0,0489781 * U_{\text{PR2}}$$

Rozdíl v napětí na fotodetektoru je patrný i z obrázku 41 - kanál snímající světlo procházející prstem s černě nalakovaným nehtem má výrazně nižší amplitudu. Zatímco tedy prstem s nenalakovaným nehtem prochází infračervené světlo velmi dobře, černá barva v laku toto světlo z větší části pohltí. Tímto měřením byl dokázán vliv pigmentu na změnu amplitudy.



Obrázek 41: Zpoždění pulsní vlny PR2 vůči LR2black

Zjištěnými dílčími t-testy je ověřeno, zda některé regresní koeficienty je možné z vytvořeného modelu vypustit, tedy považovat je za nulové.

Výsledky dílčích testů:

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \times X$

Dependent variable: LR2black

Independent variable: PR2

Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value
Intercept	14,1404	4,92375	2,87188	0,0066
Slope	0,0489781	0,0127	3,85655	0,0004

Obrázek 42: Výsledky dílčích t-testů

Stanovení nulové a alternativní hypotézy:

$$H_0: a = 0$$

$$H_A: a \neq 0$$

Zjištěná hodnota p (p-value) je 0,0066, což znamená, že je zamítnuta na hladině významnosti 0,05 nulová hypotéza a člen a není možné vypustit.

$$H_0: b = 0$$

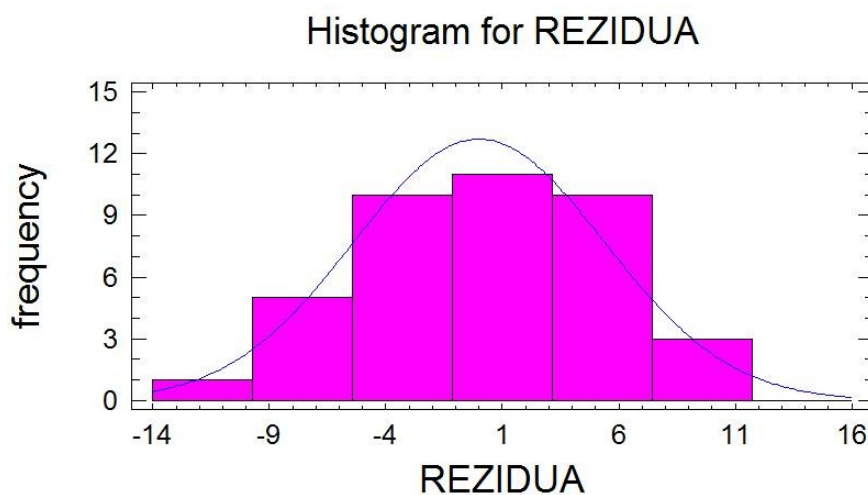
$H_A: b \neq 0$

Zjištěná hodnota p (p-value) je 0,0004, z čehož vyplývá, že nulová hypotéza je zamítnuta na hladině významnosti 0,05 a člen b není možné vypustit z vytvořeného lineárního modelu.

Dále je nutné vyhodnotit předpoklady pro použití lineárního regresního modelu, a to posouzením reziduí. Posuzuje se:

1. Normalita reziduí
2. Nulová střední hodnota reziduí
3. Nulová kovariance reziduí

Ad 1) Ověření normality reziduí



Obrázek 43: Histogram rozložení reziduí

EDF Statistic	Uvalue	Modified Form	P-Value
Kolmogorov-Smirnov D	0,0680042	0,438556	$\geq 0,10^*$
Anderson-Darling A^2	0,207939	0,21213	0,8558*

Obrázek 44: Výstup Kolmogorovova-Smirnovova testu

Z výsledků Kolmogorovova - Smirnovova testu (p-value $> 0,1$) je zřejmé, že normalita reziduí není zamítnuta. Z histogramu rozložení reziduí je také patrné, že výběr pochází z normálního rozdělení.

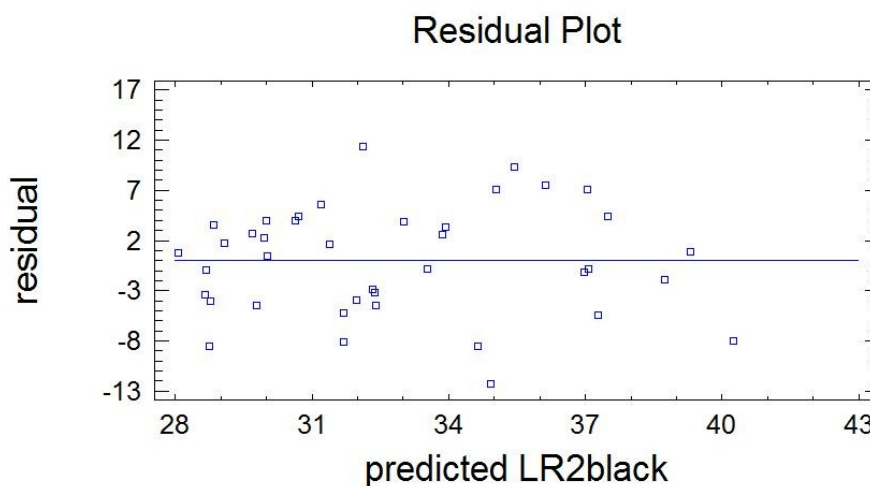
Ad 2) Posouzení nulové střední hodnoty reziduí

```
Hypothesis Tests for REZIDUA  
  
Sample mean = -5,5E-7  
Sample median = 0,582091  
  
t-test  
-----  
Null hypothesis: mean = 0,0  
Alternative: not equal  
  
Computed t statistic = -6,4627E-7  
P-Value = 0,999999  
  
Do not reject the null hypothesis for alpha = 0,05.
```

Obrázek 45: Výstup t-testu pro posouzení nulové stř. hodnoty reziduí

Na základě hodnoty p (p-value=0,999999) z t-testu není zamítnuta na hladině významnosti 0,05 nulová střední hodnota reziduí.

Ad 3) Posouzení nulové kovariance reziduí



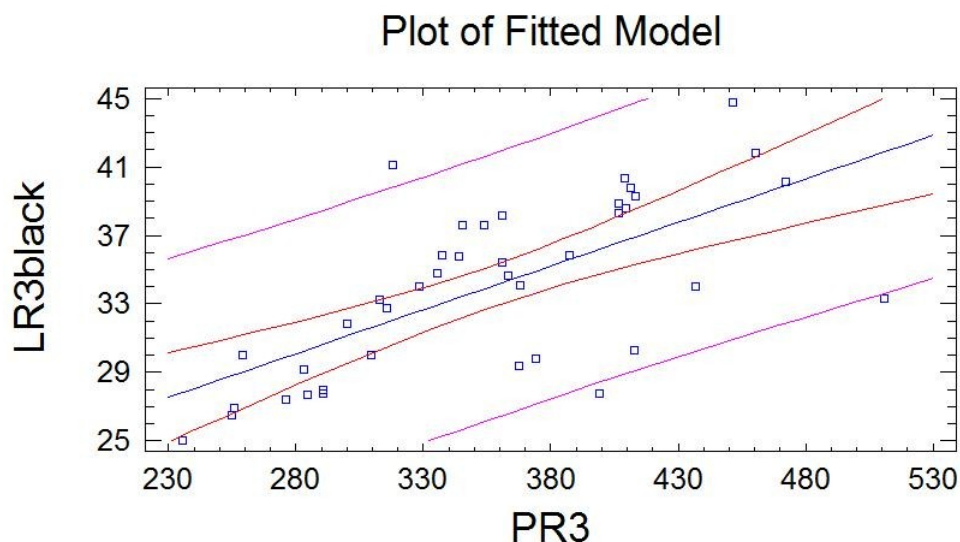
Obrázek 46: Posouzení kovariance reziduí

Kovariance reziduí je nulová na základě náhodného rozmístění reziduí kolem nuly, které nemají žádný zřejmý vztah k předpovídaným hodnotám.

Na základě splnění předpokladů lineárního regresního modelu, lze pro zjištění napětí na fotodetektoru [μV] použít lineární rovnici:

$$U_{LR2black} = 0,70702 + 0,0489781 * U_{PR2}$$

9.3.2.2 Černě nalakovaný nehet na třetím prstu levé ruky vs. nenalakovaný nehet třetího prstu pravé ruky



Obrázek 47: Závislost LR3black na PR3

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \times X$					
Dependent variable: LR3black					
Independent variable: PR3					
Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value	
Intercept	15,7819	3,31403	4,76214	0,0000	
Slope	0,0511152	0,00917496	5,57116	0,0000	
Analysis of Variance					
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	443,5	1	443,5	31,04	0,0000
Residual	542,983	38	14,289		
Total (Corr.)	986,484	39			
Correlation Coefficient = 0,670505					
R-squared = 44,9577 percent					
R-squared (adjusted for d.f.) = 43,5092 percent					
Standard Error of Est. = 3,78008					
Mean absolute error = 2,94193					
Durbin-Watson statistic = 1,45554 (P=0,0260)					
Lag 1 residual autocorrelation = 0,198189					

Obrázek 48: Výstup regresní analýzy

V tomto bodě, stejně jako v předchozím (viz 9.3.2.1) byla pomocí regresní analýzy zjišťována

závislost:

- 1) napětí detekovaného na fotodetektoru senzoru snímající signál procházející prstem s černě nalakovaným nehtem; na
- 2) napětí detekovaném na fotodetektoru senzoru snímajícího signál procházející prstem s nenalakovaným nehtem.

Výsledky regresní analýzy:

Název	Hodnota	Význam
Hodnota p (p-value)	0	Mezi LR3black a PR3 je lineární závislost.
Hodnota R ² (R-squared)	44,9577 %	44,9577 % rozptylu Y je vysvětleno tímto modelem.
Rovnice vyrovnávací přímky	$LR3black = 15,7819 + 0,0511152 \times PR3$	Rovnice pro zjištění napětí na fotodetektoru před přepočtem na μV .

Tabulka 5: Výsledek regresní analýzy

Z rovnice vyrovnávací přímky bylo po přepočtu, který zohledňuje dvacetinásobné zesílení signálu, na μV zjištěno, že rovnice pro zjištění napětí na fotodetektoru je:

$$U_{LR3black} = 0,789095 + 0,0511152 * U_{PR3}$$

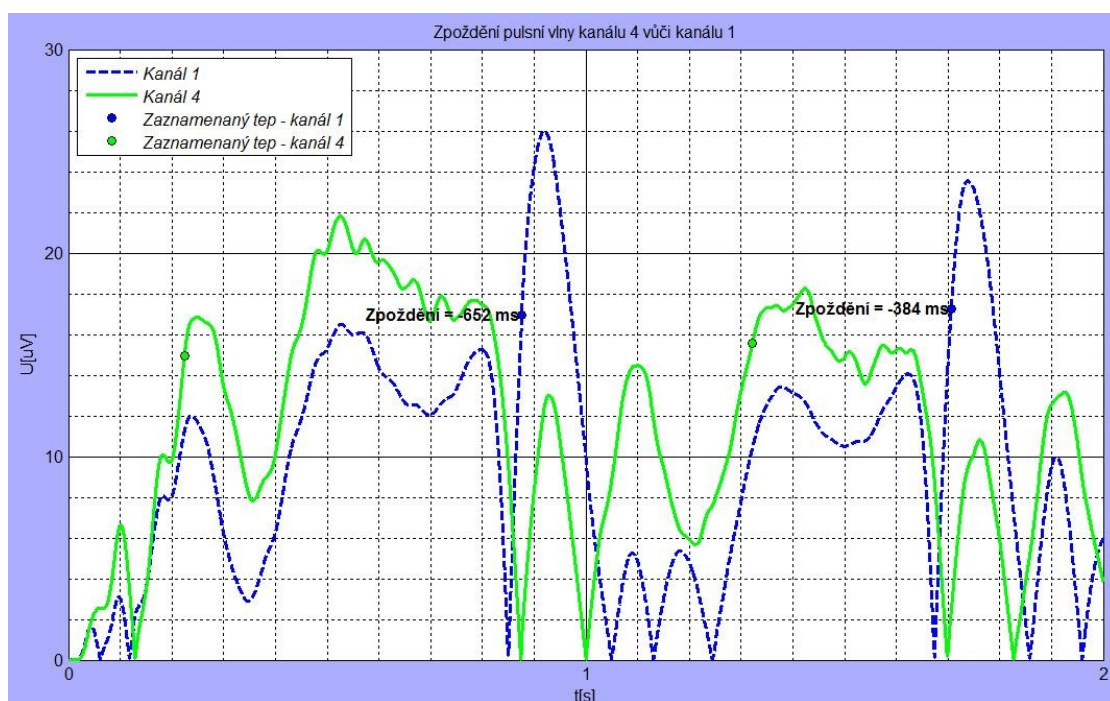
Na základě posouzení reziduí bylo zjištěno, že byly splněny předpoklady pro použití lineárního regresního modelu.

9.3.3 Závislost tvaru pletysmografické křivky na použitých senzorech

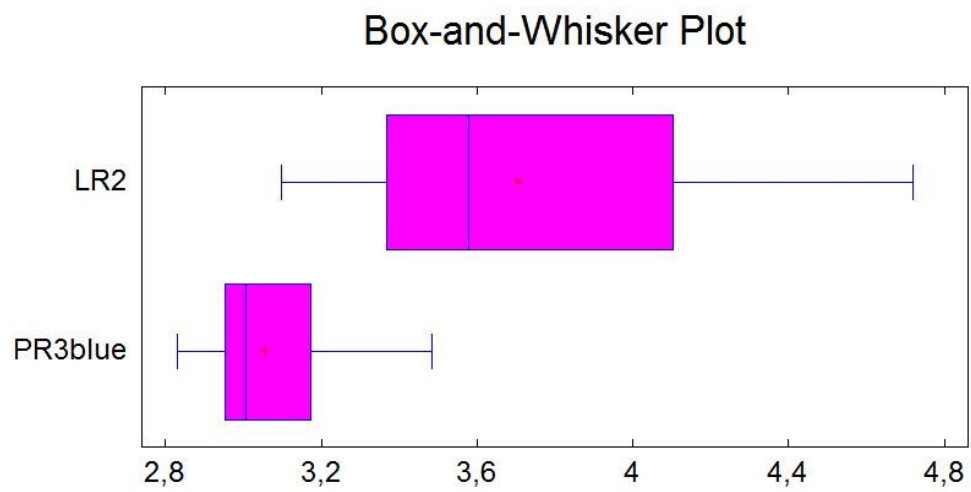
Měření proběhlo s užitím dvou typů senzorů - prstový snímač R 10 – 2201 S, u kterého je přítlak nastaven již výrobcem (použití pružiny), a Y snímač R40 – 2201 S, u kterého přítlak nastavuje uživatel utažením gumové pásky. Data ze snímače R 10 – 2201 S vykazovala typický tvar pletysmografické křivky, na rozdíl od senzoru R40 – 2201 S, u kterého je patrný zcela nestandardní průběh křivky. Zřejmě z důvodu konstrukce, umožňující vyvolat různý tlak na měřenou tkáň, došlo ke změně profilu pletysmografické křivky tak, že data byla velmi obtížně zpracovatelná. Byl získán dostatečně velký soubor dat, u všech byl tento artefakt zaznamenán, a ani přes změny v nastavení přítlaku senzoru nevykazovala pletysmografická křivka vhodný průběh.

Na obrázku níže je patrný různý profil pletysmografické křivky. Modrá křivka kanálu 1 znázorňuje průběh naměřených dat ze senzoru R 10 – 2201 S. Zelená křivka zobrazuje průběh naměřených dat ze senzoru R 40 – 2201 S. Ačkoli je zřejmé, že byla zaznamenávána identická pulsní vlna, amplituda pulsní vlny se u obou křivek výrazně liší a u zelené křivky není pulsní vlna odlišitelná od dikrotické vlny.

Nevýrazný průběh byl ověřen srovnáním podílu nejvyšších hodnot a průměrných hodnot křivek pomocí krabicového grafu. Z krabicového grafu je zjevné, že mediány těchto podílů jsou u modré křivky (snímač R 10 – 2201 S) výrazně vyšší, a to znamená, že má rozdílnější průběh.



Obrázek 49: Detail průběhu pulsních vln



Obrázek 50: Krabicový graf srovnání podílu nejvyšších hodnot a průměrných hodnot pletysmografických křivek

10 Závěr

Diplomová práce od začátku směřovala ke srovnání a vyhodnocení měření oxymetrie pro různé typy snímačů a jejich umístění na těle, což se také podařilo úspěšně zrealizovat.

Základní podmínkou bylo důkladné nastudování celé problematiky snímání pulsní oxymetrie, jejíž zpracování bylo koncipováno tak, aby uživateli pomohla do této problematiky dokonale proniknout. Byla zpracována podrobná teoretická část o principech a postupech v měření pulsní oxymetrie, která však není v dostupných zdrojích literatury v tak ucelené podobě. Jako většina lékařských diagnostických metod je i tato neinvazivní metoda snímání neustále rozvíjejícím se oborem, a proto byla většina informací získána ze zahraničních zdrojů ze zemí, kde výzkum probíhal nejintenzivněji.

Stěžejní částí diplomové práce bylo vytvořit software v programu Matlab. Díky velkému množství různých dat naměřených v prostorách laboratoře vysoké školy byl software neustále testován a vlastní algoritmus byl vylepšen do takové podoby, kdy pracuje bezchybně. Hardwarové vybavení pro snímání pulsní oxymetrie bylo dodáno vysokou školou. Data byla snímána pomocí dvou typů snímačů z prstů všech čtyř končetin, aby bylo možné zjistit, zda existuje rozdíl v naměřených hodnotách pulsní oxymetrie mezi levou a pravou stranou těla, příp. mezi jednotlivými končetinami a prsty.

Pro jednoduchou aplikaci softwaru bylo vytvořeno příjemné grafické uživatelské prostředí GUI, které uživateli umožňuje automaticky zpracovávat a vyhodnocovat naměřená data bez zásahu do zdrojového kódu. Software je schopen zjistit, zda a jak velké zpoždění pulsní vlny mezi jednotlivými kanály existuje. Jako referenční místo snímání byl nejčastěji zvolen druhý prst levé ruky a to z prostého důvodu – toto místo je nejčastěji využíváno pro měření. Výsledky softwaru prokázaly existenci zpoždění pulsní vlny a to jak mezi pravou a levou stranou těla, tak mezi jednotlivými končetinami, resp. prsty. Je nutné si uvědomit, že se jedná o biologický signál, který obsahuje značné množství různých artefaktů, zejména těch pohybových, proto byl software navržen a realizován tak, aby výsledky nebyly těmito artefakty nijak výrazně ovlivněny.

V GUI je také vytvořena záložka s možností vykreslit signálovou analýzu pro jednotlivé kanály a také s možností zobrazit vývoj tepové frekvence v čase zjištěné z daného kanálu. V další části programu jsou formou tabulky přehledně zpracovány zjištěné hodnoty tepové frekvence, minimální/maximální tepová frekvence, tepová frekvence zjištěná na základě Fourierovy transformace a výpis průměrného zpoždění pulsní vlny. Tepová frekvence je pro celé tělo stejná, přesto se mohou hodnoty v tabulce pro jednotlivé kanály lišit. Je to způsobeno detekčním algoritmem, který musí brát v úvahu možné vzniklé artefakty.

Data byla zpracována formou regresní analýzy v programu Statgraphics Plus, pomocí níž bylo zjištěno:

- a) jak je velké zpoždění pulsní vlny
- b) zda jsou výsledky měření ovlivněny černě nalakovaným nehtem
- c) zda je tvar pletysmografické křivky ovlivněn použitím jiného typu snímače

Z výsledků regresní analýzy bylo zjištěno, že zpoždění pulsní vlny existuje, a to jak mezi končetinami navzájem, tak i mezi jednotlivými prsty na jedné ruce. Dále bylo potvrzeno, že existuje rozdíl v napětí na fotodetektoru snímače při snímání z prstu s černě nalakovaným nehtem. Výsledná pletysmografická křivka snímaná z prstu s černým lakem má oproti nenalakovanému nehtu výrazně nižší amplitudu. To je způsobeno pohlcením větší části světla černým lakem. Byl tedy dokázán vliv pigmentu na změnu amplitudy pletysmografické křivky.

Tvar pletysmografické křivky byl ovlivněn použitím jiného typu snímače. Konstrukce použitých snímačů se lišila v použitém materiálu pouzdra a přitlaku vyvíjeném na prst. Prstový snímač R10-2201 S je klasický, v praxi nejčastěji používaný snímač, který má světlo emitující diodu a fotodetektor uzavřen v plastovém pouzdře, a již výrobou je dán přitlak snímače. Naopak Y snímač R40-2201 S má LED diodu a fotodetektor uzavřen v gumovém pouzdře opatřeném páskou, kterou se snímač na prst utahuje. Tento způsob manipulace však způsobuje, že uživatel může nedopatřením snímač k prstu utáhnout přespříliš nebo naopak málo. I přes veškeré snahy o co nejdokonalější sejmutí pletysmografické křivky tímto snímačem byla získána nevyhovující pletysmografická křivka s nestandardním průběhem.

Pro snadné pochopení práce s vytvořeným softwarem byl vytvořen video tutoriál opatřený mluveným komentářem a nahrán na server YouTube.com.

Přínos této práce spočívá ve zjištění faktorů, které mohou mít vliv na průběh získaného signálu pulsní oxymetrie. Vytvořený software je do budoucna možno využít například pro zjišťování závislosti tvaru a charakteristik pletysmografické křivky na anamnéze pacientů.

11 Seznam použité literatury

- [1] Hypoxemie. *Velký lékařský slovník* [online]. Copyright © Maxdorf 2008 [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/lexikon-pojem/hypoxemie>
- [2] MOYLE, John TB. *Pulse oximetry*. 2nd ed. London: BMJ Books, 2002, 182 s. ISBN 07-279-1740-4.
- [3] KÄSTLE, Siegfried, NOLLER, FALK, BUKTA, MAYER a MILLER. A New Family of Sensors for Pulse Oximetry. *Hewlett-Packard Journal* [online]. 1997, č. 7 [cit. 2012-10-2]. Dostupné z: <http://www.hpl.hp.com/hpjournal/97feb/feb97a7.pdf>
- [4] Pulsní oxymetrie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 21. 1. 2012 [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Pulsn%C3%AD_oxymetrie
- [5] TOMÁŠKOVÁ, Iva a Richard SOUČEK. Pletysmografie, využití v cévní diagnostice. [online]. 2010 [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/pletysmografie-vyuziti-v-cevni-diagnostice-451205>
- [6] Spektrofotometrie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 19. 10. 2012 [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Spektrofotometrie>
- [7] SYNEK, Josef. *Pulsní oxymetr v Labview*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. 2010. 30 s. 4 s. příloh. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Čmiel
- [8] IMRAMOVSKÝ, Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-ROM. ISBN 978-80-248-1545-9.
- [9] JUBRAN, Amal. Pulse Oximetry. In: *BioMed Central* [online]. [cit. 2013-01-11]. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/cc341.pdf>

- [10] KASPEROVÁ, Martina. Pletysmografie. *Ordinace.cz* [online]. 2007 [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://www.ordinace.cz/clanek/pletysmografie/>
- [11] Jugulární oxymetrie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-01-09]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Jugul%C3%A1rn%C3%AD_oxymetrie
- [12] ZEMANOVÁ, Kateřina. Jugulární oxymetrie. *Zdravotnické noviny* [online]. 2005 [cit. 2013-01-09]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/jugularni-oxymetrie-298072>
- [13] PETER, Lukáš. *Měření pulsní oximetrie*. Ostrava, 2009. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra měřicí a řídicí techniky.
- [14] Pulsní oximetr - prstový oximetr 703F/703F. In: *Rall Elektronik, výroba a servis lékařské techniky* [online]. [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://www.rall-elektronik.cz/?st=zbozi&detail=275&kate=10&titulek1=Pulsn%ED+oximetry>
- [15] Nonin 9700 Avant. In: *Oxymetr, saturace pod kontrolou* [online]. © 2010 [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://oxymetr.cz/produkty/pulzni-oxymetry-stolni/nonin-9700-avant.htm>
- [16] Zápěst'ový oximetr Prince - 100G. In: *Oxymetr, saturace pod kontrolou* [online]. © 2010 [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://oxymetr.cz/produkty/pulzni-oxymetry-zapestove/prince---100g.htm>
- [17] Přenosný oximetr Prince - 100E. In: *Oxymetr, saturace pod kontrolou* [online]. © 2010 [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://oxymetr.cz/produkty/pulzni-oxymetry-prenosne/prince---100e.htm>
- [18] Prstový snímač plastový pro dospělé 1m / R10-2201S. In: *Rall Elektronik, výroba a servis lékařské techniky* [online]. [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://www.rall-elektronik.cz/?st=zbozi&detail=4&kate=3&titulek1=SpO2+sn%EDma%E8e>
- [19] Snímač Y nebo Wrap pro dospělé, neonatal/1m / R40-2201S. In: *Rall Elektronik, výroba a*

servis lékařské techniky [online]. [cit. 2013-01-10]. Dostupné z: <http://www.rall-elektronik.cz/?st=zbozi&detail=26&kate=3&titulek1=SpO2+sn%EDma%E8e>

[20] ZVÁROVÁ, Jana. Statistika v biomedicínském výzkumu. [online]. 1999 [cit. 2013-01-12]. Dostupné z: <http://new.euromise.org/czech/tajne/ucebnice/html/html/node4.html>

[21] ZVÁROVÁ, Jana. Statistika v biomedicínském výzkumu. [online]. 1999 [cit. 2013-01-12]. Dostupné z: <http://new.euromise.org/czech/tajne/ucebnice/html/html/node1.html>

[22] Intervalový odhad. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Intervalov%C3%BD_odhad

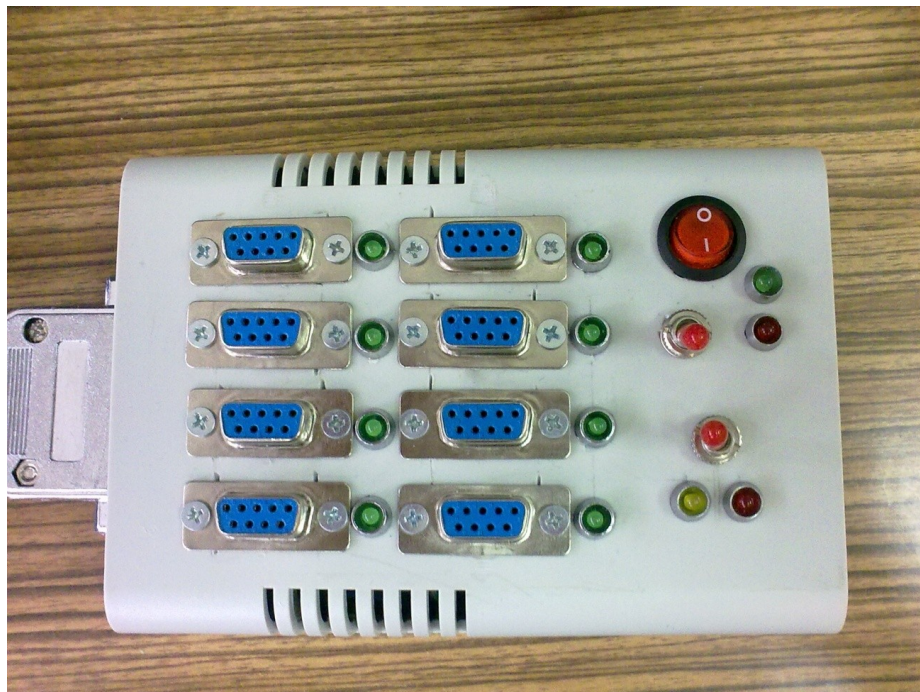
[23] LITSCHMANNOVÁ, Martina. Statistika 1. In: *Martina Litschmannová web page* [online]. 15. 5. 2012 [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://homel.vsb.cz/~lit40/STA1/statistika.html?butt1=Statistika+I>

[24] ŘEZANKOVÁ, Hana, Luboš MAREK a Michal VRABEC. Regrese. *IASTAT - interaktivní učebnice statistiky* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: <http://iastat.vse.cz/regrese/>

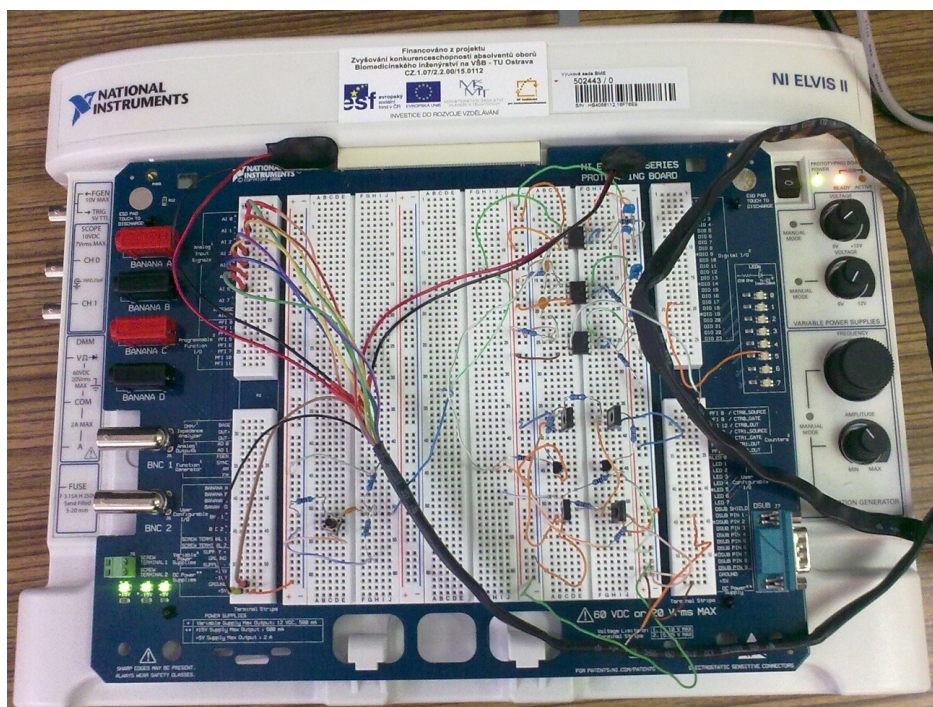
12 Seznam příloh

Příloha 1 – Fotografie zařízení.....	I
Příloha 2 - M-file pro Matlab – algoritmus detekce tepu.....	III
Příloha 3 - Statistické šetření – výstup z programu Statgraphics.....	IV
Příloha 4 – Excel tabulka – přehled naměřených dat	IX
Příloha 5 - CD	

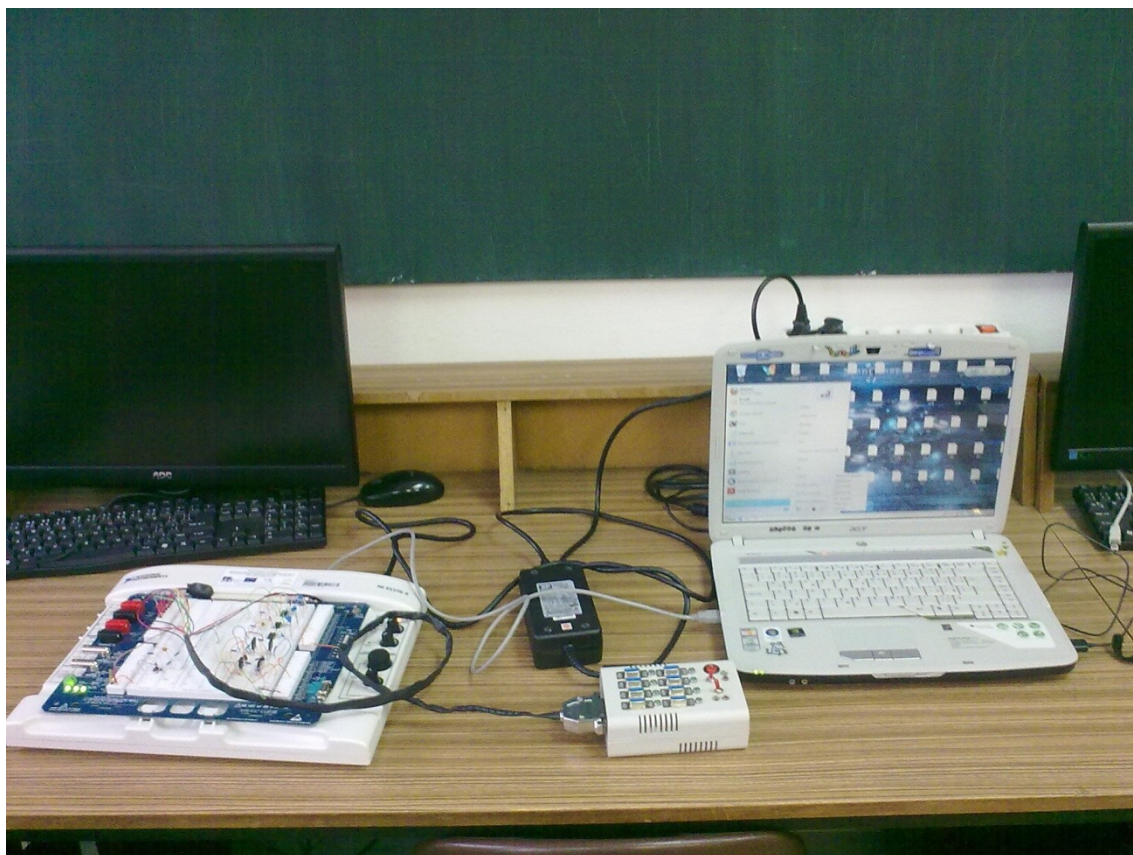
Příloha 1 – Fotografie zařízení



Příloha 1 Obrázek 1: Přípravek pro analogové předzpracování signálu



Příloha 1 Obrázek 2: NI Elvis



Příloha 1 Obrázek 3: Sestavený měřicí řetězec

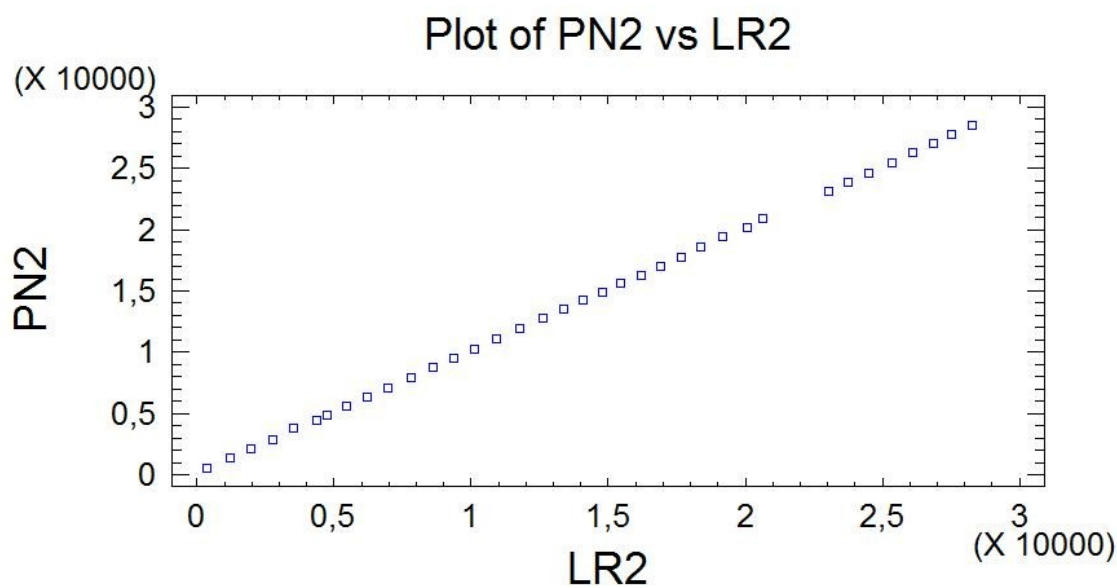
Příloha 2 – M-file pro Matlab – algoritmus detekce tepu:

```
[FileName1]=uigetfile('*.mat','Otevři soubor');
load(FileName1);
set(handles.text3,'string',FileName1);

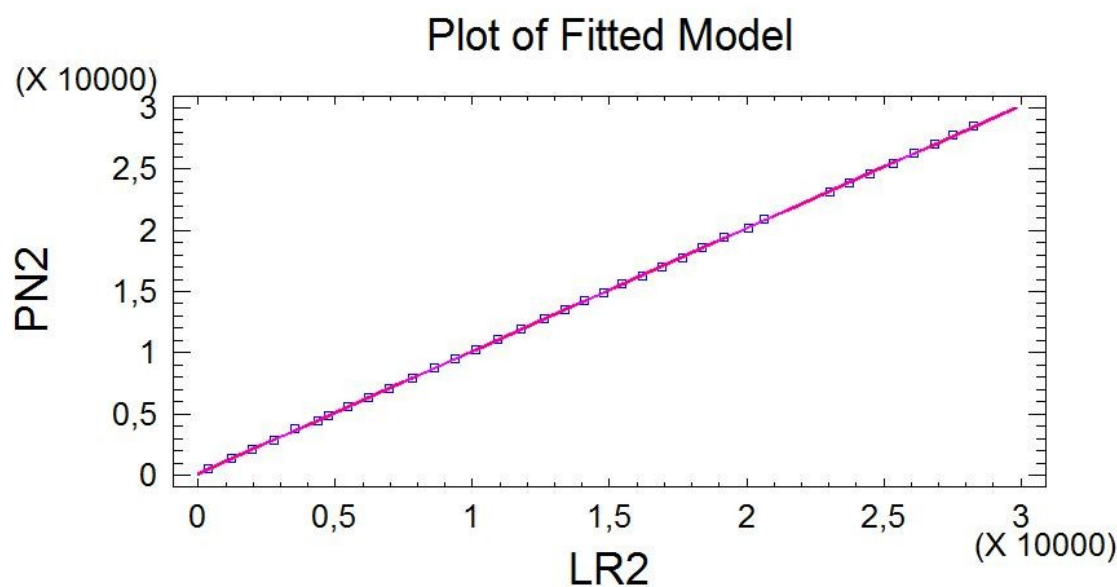
delkadat=length(data);
set(handles.text88,'string',delkadat/1000);
ktep=0; %vypocet poctu tepu za minutu
tep1=0;
z=0; %z slouzi k tomu, aby se klouzavy prumer pocital
      jednou za 1000 pruchodu, jinak by vypocet trval
      velmi dlouho
f=500; %f slouzi k tomu, aby dalsi tep byl zaznamenán
      nejdrive po 0,5s - slouzi k vyloučení druhé
      pulzové vlnky
for i=1:delkadat-5000
    z=z+1;
    if z==1;
        a=(sum(data(i:i+4999,1))/5000); %klouzavy prumer - zdrojové
data, jednoduše neexponenciální, počet předchozích dat
    end
    if z==1000
        z=0;
    end
    f=f+1;
    if data(i,1)>(1.6*a) && ktep==0 && (f>350)
        tep1=tep1+1;
        f=0;
        ktep=1;
        j=data(i,1);
        hvezda(tep1,1)=i;
        hvezda(tep1,2)=j;
    end
    if data(i,1)<(0.5*a)
        ktep=0;
    end
end
end
```

Příloha 3 – Statistické šetření – výstup z programu Statgraphics

1. Zpoždění pulsní vlny na 2. prstu pravé nohy (PN2) vůči pulsní vlně 2. prstu levé ruky (LR2)



Příloha 3 Obrázek 4: Bodový graf



Příloha 3 Obrázek 5: Závislost PN2 na LR2

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \times X$

Dependent variable: PN2

Independent variable: LR2

Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value
Intercept	128,121	14,318	8,94824	0,0000
Slope	1,00147	0,000883615	1133,38	0,0000

Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	2,48968E9	1	2,48968E9	1284553,86	0,0000
Residual	65897,8	34	1938,17		
Total (Corr.)	2,48975E9	35			

Correlation Coefficient = 0,999987

R-squared = 99,9974 percent

R-squared (adjusted for d.f.) = 99,9973 percent

Standard Error of Est. = 44,0247

Mean absolute error = 30,0381

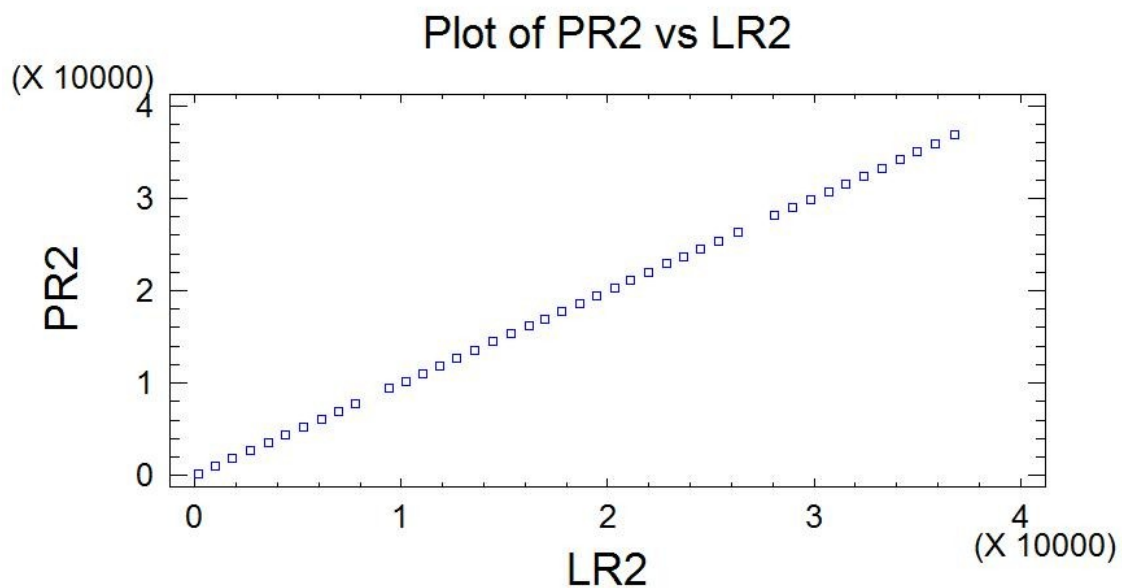
Durbin-Watson statistic = 1,82717 (P=0,2398)

Příloha 3 Obrázek 6: Výstup regresní analýzy

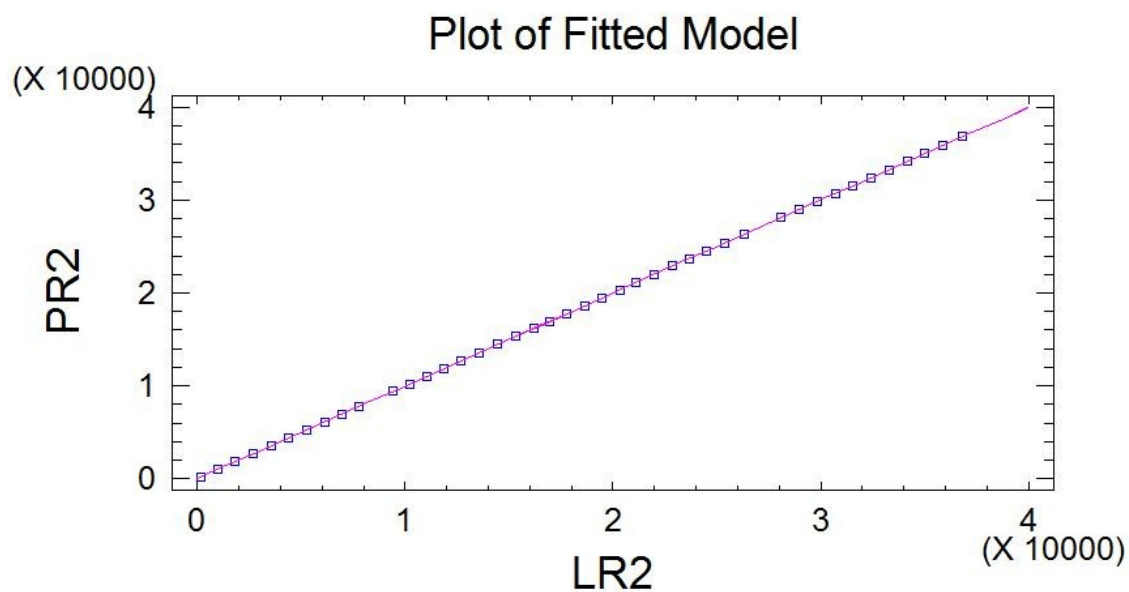
$$PN2 = 128,121 + 1,00147 \times LR2$$

Příloha 3 Obrázek 7: Rovnice vyrovnávací přímky

2. Zpoždění pulsní vlny na 2. prstu pravé ruky (PR2) vůči pulsní vlně 2. prstu levé ruky (LR2)



Příloha 3 Obrázek 8: Bodový graf



Příloha 3 Obrázek 9: Závislost PR2 na LR2

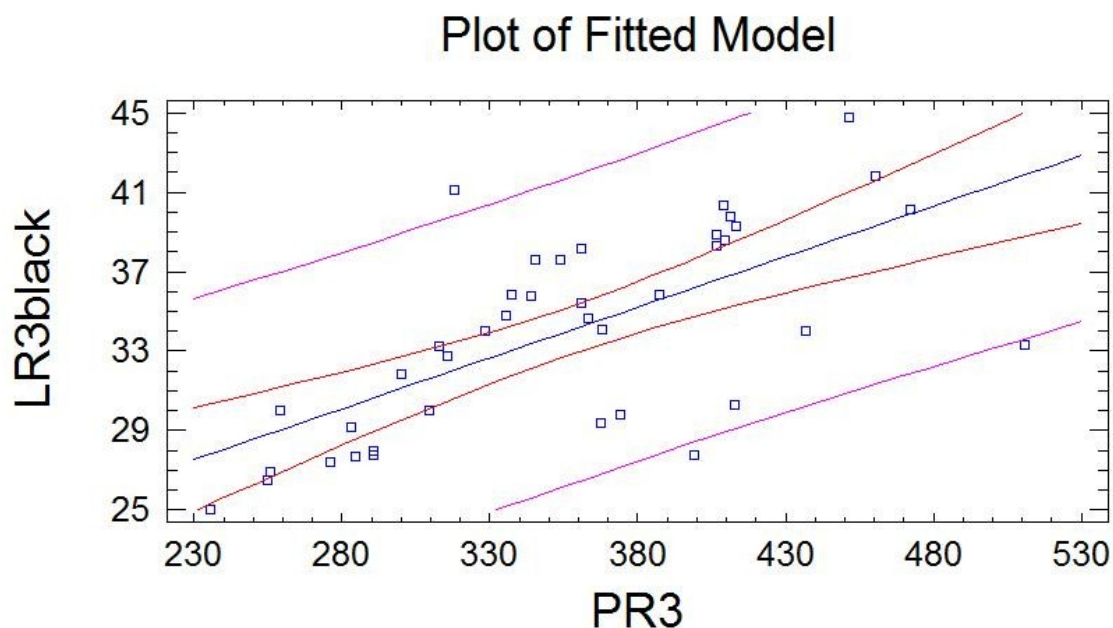
Regression Analysis - Linear model: Y = a + b×X					
Dependent variable: PR2					
Independent variable: LR2					
Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value	
Intercept	3,24345	0,434307	7,46809	0,0000	
Slope	0,999966	0,0000203774	49072,4	0,0000	
Analysis of Variance					
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	4,94695E9	1	4,94695E9	*****	0,0000
Residual	82,1721	40	2,0543		
Total (Corr.)	4,94695E9	41			
Correlation Coefficient = 1,0					
R-squared = 100,0 percent					
R-squared (adjusted for d.f.) = 100,0 percent					
Standard Error of Est. = 1,43328					
Mean absolute error = 1,1547					
Durbin-Watson statistic = 0,632483 (P=0,0000)					
Lag 1 residual autocorrelation = 0,658665					

Příloha 3 Obrázek 10: Výstup regresní analýzy

$$PR2 = 3,24345 + 0,999966 \times LR2$$

Příloha 3 Obrázek 11: Rovnice vyrovnávací přímky

3. Černě nalakovaný nehet na třetím prstu levé ruky /nenalakovaný nehet třetího prstu pravé ruky



Příloha 3 Obrázek 12: Závislost LR3black na PR3

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \times X$					
Dependent variable: LR3black					
Independent variable: PR3					
Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value	
Intercept	15,7819	3,31403	4,76214	0,0000	
Slope	0,0511152	0,00917496	5,57116	0,0000	
Analysis of Variance					
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	443,5	1	443,5	31,04	0,0000
Residual	542,983	38	14,289		
Total (Corr.)	986,484	39			
Correlation Coefficient = 0,670505					
R-squared = 44,9577 percent					
R-squared (adjusted for d.f.) = 43,5092 percent					
Standard Error of Est. = 3,78008					
Mean absolute error = 2,94193					
Durbin-Watson statistic = 1,45554 (P=0,0260)					
Lag 1 residual autocorrelation = 0,198189					

Příloha 3 Obrázek 13: Výstup regresní analýzy

Příloha 4 – Excel tabulka – přehled naměřených dat

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	Název souboru	Kanál 1	Kanál 2	Kanál 3	Kanál 4	Infrared/Red	Popis			Legenda	
2	1	LR2	PR2	LN2	PN2	IR	Klid			kde je jiná barva než modrá)	
3	2	LR2	PR2	LN2	PN2	R	Klid			modrý senzor	
4	3	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Klid			chlad	
5	4	LR2	LR3	PR2	PR3	R	Klid			teplo	
6	5	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Klid			lak	
7	6	LR2	LR3	PR2	PR3	R	Klid				
8	7	PR2	PR2	LR2	LR3	IR	Klid				
9	8	PR2	PR2	LR2	LR3	R	Klid				
10	9	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Zátěž				
11	10	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Teplo a chlad				
12	11	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Teplo a chlad				
13	12	LR1	LR2	LR3	LR5	IR	Klid				
14	13	LR2	LR3	LN2	LN1	IR	Klid				
15	14	PR1	PR2	PR3	PR5	IR	Klid				
16	15	PR2	PR3	PN1	PN2	IR	Klid				
17	16	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Kofein				
18	17	LR2	LR3	PR2	PR3	R	Kofein				
19	18	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Zátěž				
20	19	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Černý lak - kalibrace na ruku bez laku				
21	20	LR2	LR3	PR2	PR3	R	Černý lak - kalibrace na ruku bez laku				
22	21	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Černý lak - po kalibraci na barvu				
23	22	LR2	LR3	PR2	PR3	R	Černý lak - po kalibraci na barvu				
24	23	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Zadržení dechu				
25	24	LR2	LR3	PR2	PR3	IR	Zadržení dechu				
26											

Příloha 4 Obrázek 14: Přehled naměřených dat